

Lang. Kurt

Diss. Mainz

1986

Aus der Röntgenabteilung der Kinderklinik
der Johannes Gutenberg- Universität Mainz

Quantitativer Nachweis
der Reduktionsmöglichkeit
von Röntgenstrahlen durch
Verwendung digitaler
Signalverarbeitung

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
der Johannes Gutenberg- Universität Mainz
dem Fachbereich Medizin vorgelegt

von Kurt Lang
aus Salmünster

Mainz 1986



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41555001_0038

Inhaltsverzeichnis

Einleitung

Der wissenschaftliche

historische Aspekt

Quellenforschung

Methodik

Methodik und Ergebnisse

Methodik

Ergebnisse

Methodik

Ergebnisse

Methodik

Ergebnisse

Ergebnisse, Methodik

Methodik und Ergebnisse

Methodik

Literaturverzeichnis

- Dekan: Professor Dr. med. J. Michaelis
1. Gutachter: Professor Dr. med. Träger
2. Gutachter: Dr. med. Greinacher

Tag der Promotion: 14.10.1986

Inhaltsverzeichnis:

<u>Einleitung</u>	S. 4
Strahlenbiologie	S. 6
Historischer Rückblick	S. 10
Quantenrauschen	S. 12
<u>Fragestellung</u>	S. 15
<u>Material und Methode</u>	
Material	S. 16
Methode	S. 21
Messungen	S. 24
<u>Ergebnisse</u>	S. 26
<u>Diskussion</u>	S. 31
<u>Anhang</u>	
Kurven, Diagramme	S. 34
<u>Kurzzusammenfassung</u>	S. 47
Danksagung	S. 48
Literaturverzeichnis	S. 49
Lebenslauf	S. 53

Einleitung:

"Läßt man durch eine Hittorf'sche Vakuumröhre oder einen genügend evakuierten Lenard'schen, Crookes'schen oder ähnlichen Apparat die Entladungen eines größeren Ruhmkorff gehen und bedeckt die Röhre mit einem ziemlich eng anliegenden Mantel aus dünnem, schwarzem Karton, so sieht man in einem völlig verdunkelten Zimmer einen in die Nähe des Apparates gebrachten, mit Barium-Platinzyanür angestrichenen Papierschild bei jeder Entladung hell aufleuchten, fluoreszieren, gleichgültig, ob die angestrichene oder die andere Seite des Schirms dem Entladungsapparat zugewendet ist. Die Fluoreszenz ist noch in 2 Meter Abstand vom Apparat bemerkbar." (39)

Diese Mitteilung machte W.C. Roentgen 1895 der Würzburger physikalisch-medizinischen Gesellschaft und beschrieb damit die Entdeckung der später nach ihm benannten Strahlen. Diese Entdeckung löste zwar eine Revolution in Wissenschaft und Medizin aus, da aber Roentgen Physiker war, interessierte er sich für den Charakter seiner Strahlung, nicht für deren biologische Wirkung, die deshalb erst viel später bekannt wurde.

Roentgen selbst starb 1923 an einem wahrscheinlich strahleninduzierten Darmkrebs. Das Ausmaß der Schädigung durch energiereiche Strahlen wurde erst durch die Abwürfe von Atombomben evident.

Heute werden die Probleme der Strahlengefährdung und des Strahlenschutzes sowohl in der Tagespresse als auch in wissenschaftlichen Zeitschriften lebhaft diskutiert. "Wenn das Interesse an diesen Fragen in den letzten Jahren erheblich zugenommen hat, so liegt dies einmal daran, daß die Erforschung der energiereichen Strahlung und ihrer Wirkung auf den lebenden Organismus bedeutende Fortschritte gemacht hat, und zum anderen an der Tatsache, daß die Zahl der Personen, die mit den gefährlichen Strahlen in Berührung kommen können, stark zugenommen hat und

noch weiterhin in ständigem Wachsen begriffen ist. Die Menschen sind sich heute meist der Tatsache bewußt, daß bei einer militärischen Anwendung von Kernwaffen die Gesamtbevölkerung ganzer Gebiete solchen Gefahren ausgesetzt ist und daß hieraus auch unabsehbare Folgen für die Nachkommen erwachsen können. Aber auch die fortschreitende Nutzbarmachung der Atomkernenergie für friedliche Zwecke wird jeden zwingen, sich in zunehmenden Maße an den Umgang mit radioaktiven Strahlen zu gewöhnen." (14)

Strahlenbiologie:

Unschädliche Roentgenstrahlung gibt es nicht. Jede Art ionisierender Strahlung stellt für lebendes Gewebe eine Noxe dar; daher muß große Sorgfalt verwandt werden, Nebenwirkungen ionisierender Strahlung zu verhindern oder diese möglichst gering zu halten. Energiereichen Strahlen ist jeder Mensch dauernd ausgesetzt. Sie sind terrestrischen oder kosmischen Ursprungs und sind ionisierend im Sinne von elektromagnetischen (Roentgenstrahlen ähnlichen) oder korpuskulären Strahlen. Nach heutigen Erkenntnissen sind deren biologische Wirkungen nicht ohne Einfluß auf das menschliche Erbgut, aber offenbar hat sich im Verlauf der Menschheitsgeschichte ein biologischer Gleichgewichtszustand eingestellt, der nur durch hohe Strahlendosen wesentlich beeinflusst werden kann (z.B. Atombomben).

Etwa 50% der jährlichen Strahlenbelastung entstehen allerdings iatrogen. (8) "Lt. Schade (1978) nimmt die Zahl der Erbkrankheiten nicht zu, obwohl die Zahl der Roentgenuntersuchungen steigt." (4) Dies ist jedoch kein Freibrief für einen großzügigen Umgang mit Roentgenstrahlung, denn vererbare Schäden machen nur einen geringen Teil der Schäden aus. Stochastische, somatische Schäden überwiegen bei weitem. "Stochastische Wirkungen sind solche, bei denen die Wahrscheinlichkeit, daß sie auftreten, jedoch nicht ihr Schweregrad, als Funktion der Dosis betrachtet wird, ohne daß ein Schwellenwert besteht." (6), d.h. es können auch mit Dosen, die weit unter den therapeutisch angewendeten liegen, biologische Reaktionen ausgelöst werden.

Somatisch-stochastische Wirkungen manifestieren sich in Geweben auf unterschiedlichste Weise, z.B. als Linsentrübung der Augenlinse, Veränderungen der Haut, Knochenmarksmetaplasien mit Konsequenzen im roten und weißen Blutbild. Pape (29) beschrieb bereits 1955 passagere Leucocytopenien und Erythrocytosen bei geringen Strahlenbelastungen mit einer Zunahme von Mitosen und Meroamitosen im Knochenmark.

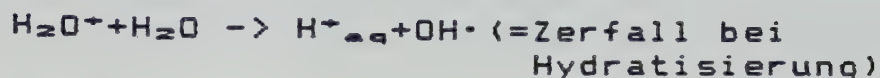
Die Empfindlichkeit von Zellen, Geweben und Organen hängt von verschiedenen Faktoren ab. "Die Strahlenempfindlichkeit der Zellen ist ihrer Reproduktionsfähigkeit direkt proportional und ihrem Differenzierungsgrad umgekehrt proportional." (34) Die größte Empfindlichkeit weisen vegetativ intermitotische Zellen auf. Hierzu gehören die Stammzellen der Hämozytopoese, die Spermatogonien, die Zellen der Darmkrypten und des Stratum basale der Epidermis. Als besonders strahlenempfindlich sind ferner die Lymphozyten und Oocyten einzuordnen.

Im Generationszyklus der Zellen selbst besteht während der Mitosephase die geringste Strahlenresistenz. Es kommt zu Chromosomenverklumpungen, Fragmentationen und pathologischen Wachstumsprozessen (34). In dieser Beziehung sind vor allem Strahlenbelastungen im Kindesalter mit einem erhöhten cancerogenen Risiko besonders an Schilddrüse und Thymus verbunden (31). Hinzu kommt im Neugeborenen- und Säuglingsalter eine insgesamt sehr hohe Reproduktionsrate der Zellen, weshalb gerade hier jede Anwendung ionisierender Strahlung einer strengen Indikation unterliegen muß.

Die Schadenswirkung beruht immer auf einer Wechselwirkung von Energie mit Materie, d.h. von Strahlung mit Atomen der Gewebe oder der interzellulären Flüssigkeit. Die Strahlung wird im Gewebe absorbiert und die absorbierte Energie löst über molekulare Anregungen, Ionisationen und Radikalbildungen chemische, biologische und physikalische Reaktionen aus (34).

Besondere Bedeutung erlangen die durch Strahlung entstehenden Wasserradikale, denn jede Zelle enthält etwa 60-70% Wasser (21). Wenn eine Zelle von Roentgenquanten o.ä. Strahlen getroffen wird, so wird prozentual am häufigsten das Wassermolekül getroffen. Am häufigsten entstehen: HO_2 , HO^- , H^+ und H_3O^+ . In geringen Mengen sind auch O und H_2 nachweisbar (2). Die Bildung von H_2O erfordert eine

sehr geringe Energie, nämlich nur 13 eV, und damit setzt folgende Reaktion ein:



Insgesamt: $\text{H}_2\text{O} \rightarrow \text{H}\cdot + \text{OH}\cdot$

$\text{H}\cdot$; $\text{OH}\cdot$ sind Radikale

Es werden Hüllenelektronen des Sauerstoffs aus dem Molekül herausgeschossen, welche ihrerseits wieder ionisierend wirken können. So entstehen Ionen und Radikale, die mit organischen Makromolekülen entweder Komplexe eingehen oder die Moleküle sprengen. Da organische Moleküle viele Elektronen besitzen, reißen die Radikale eines davon heraus, wodurch das Radikal wieder zu Wasser wird, aber das große Molekül zerbricht.

Diese Moleküle sind meist Enzyme, RNA oder Bestandteile von Zellorganellen. Durch deren Zerstörung wird die Lebensfunktion der Zelle eingeschränkt oder die Zelle vergiftet. Die DNA selbst dagegen wird nur selten von der energiereichen Strahlung direkt getroffen. Werden allerdings beide Stränge der Doppelhelix so getroffen, daß beide zerbrechen, so hat das Zelltod oder Mutation zur Folge.

Da jedes Quant einer Strahlung einen Schaden setzen kann, besteht die sicherste Methode, diesen Schaden gering zu halten, darin, die Menge der Strahlung auf das absolute Minimum dessen zu beschränken, welches zu einer Informationsgebung, sei es bei Roentgendurchleuchtungen oder bei Roentgenphotographien, notwendig ist.

Limitierende Faktoren dieser seit langem bekannten Tatsache sind die technischen Gegebenheiten einerseits und andererseits das Quantenrauschen. Auf beiden Gebieten haben Radiologen und Techniker in den letzten Jahren unter Zuhilfenahme der Elektronik Fortschritte zu verzeichnen, die sich strahlensparend auswirken.

Historischer Rückblick

Gleichgeblieben ist die Erzeugung der "X-Strahlen". Wie vor 90 Jahren erzeugt man Roentgenstrahlen in Röhren, in denen man beschleunigte Elektronen auf eine "Antikathode" schießt, wobei durch Wechselwirkungen von Materie zu Materie (hier: Elektronen und Anodenmaterial) elektromagnetische Strahlen (sog. Bremsstrahlung) entsteht. W.C. Roentgen verwendete diesen Strahl direkt, um eine photographische Schicht zu schwärzen oder um Kristallstrukturen so anzuregen, daß sie fluoreszieren. Da man bedeutend mehr Strahlung braucht, um eine Photoschicht zu schwärzen, als zur Erzeugung sichtbaren Lichtes in Kristallen notwendig ist, ging man dazu über, die Kristalleffekte zur Schwärzung eines Filmes zu verwenden.

Dazu bringt man eine Schicht dieser Kristalle (z.B. Salze aus Bariumplatinzyanür $\text{BaPt}(\text{CN})_2$, Zinksilikat (ZnSiO_4), Cadmiumsulfid (CdS) oder Calciumwolframat (CaWO_4) auf eine ebene Fläche, z.B. auf ein Kartonblatt, und erhält bei Roentgenbestrahlung ein sichtbares Bild, welches direkt auf Film kopiert werden kann. Eine solche Fluoreszenzschicht mit Träger-substanz nennt man Folie. Jedes Salzkristall dieser Folie, das Roentgenstrahlen absorbiert, sendet Licht aus, dessen Helligkeit direkt von der Intensität der Roentgenstrahlung in diesem winzigen Teil abhängig ist. So werden auf der gesamten Folienoberfläche Unterschiede in den Intensitäten der Roentgenstrahlung in Helligkeitsunterschiede umgewandelt. Das gesamte Bild wird auf diese Weise für die Aufzeichnung auf dem Film verstärkt. Dadurch wird gegenüber einer Aufnahme ohne Folie eine starke Dosisreduzierung ermöglicht (36).

In der Radiologie verwendet man zwei Typen von Fluoreszenzfolien: Verstärkerfolien und Leuchtschirme. Verstärkerfolien dienen zur mittelbaren Schwärzung des Filmes. Je nach Größe der verwendeten Kristalle und Dicke der Schicht kann man die

Dosis an Roentgenstrahlen senken, wobei allerdings die Zeichenschärfe leidet, weil hochverstärkende Folien, solche mit grobem Korn (mit großen Kristallen), eine sehr geringe Zeichenschärfe haben, jedoch eine große Dosisreduktion ermöglichen. Daher hängt die Wahl der Folie streng von der Art der Untersuchung ab. Parallel zu den Folien wurden die Leuchtschirme entwickelt. Sie enthalten zumeist Zinkcadmiumsulfid als Leuchtstoff und wurden früher bei Durchleuchtungen direkt betrachtet. Allerdings war die Leuchtdichte der Schirme derart gering, daß der Untersucher nur bei guter Adaption seines Auges durchleuchten konnte. Trotz guter Adaption mußte die Korngröße noch so groß sein, daß die Auflösungsgrenze bei 0,6 mm lag (30). Mit Entwicklung des Bildverstärkers und neuer Leuchtstoffe, wie Caesiumjodid-Natrium (25), konnte das Auflösungsvermögen verbessert und eine Reduktion der Dosis erreicht werden.

Ein anderer Schritt war die Einführung von Fernsehkameras in die Technik der diagnostischen Röntgendurchleuchtung, denn das Ausgangsbild des Bildverstärkers war zwar ein sehr kleines Bild, besaß aber eine hohe Leuchtdichte. Dieses Bild wurde von einer Fernsehkamera abgetastet, elektronisch verarbeitet und einem Monitor zugeführt. Da man das Bildverstärkerfernsehsignal (BVFS) elektronisch verstärken konnte, war man nicht mehr gezwungen, hohe Dosen zu applizieren. Man senkte die Dosis und gelangte an eine Grenze, die als Quantenrauschen bezeichnet wird.

Quantenrauschen:

Unter Quantenrauschen versteht man ein Phänomen, welches bei geringen Dosen auftritt, indem ein Film ungleichmäßig geschwärzt wird, bzw. ein Leuchtschirm inhomogen aufleuchtet, obwohl die ganze Fläche gleichmäßig bestrahlt worden ist. Um die Erscheinung des Quantenrauschens auf einem Roentgenbild zu veranschaulichen, bedient man sich eines einfachen Beispiels - einen langen Betonweg an einem regenreichen Tag. Der Gehweg entspricht der Folien-Film-Kombination und die Regentropfen den Roentgenquanten, die von den Folien absorbiert werden.

Zunächst betrachtet man, was geschieht, wenn es derart stark regnet, daß durchschnittlich 10.000 Tropfen auf jedes Feld des Betonwegs niederprasseln. Man erwartet dabei jedoch sicherlich nicht, daß jedes Feld genau 10.000 Tropfen erhält. Dieser Wert ist nur ein Durchschnitt; eines wird mehr, ein anderes weniger erhalten, das heißt, die tatsächliche Anzahl der Regentropfen je Betonfeld entlang des gesamten Weges wird etwas vom Durchschnitt abweichen. Das Wahrscheinlichkeitsgesetz zeigt, daß die Unterschiede zwischen der tatsächlichen Anzahl der Tropfen und den durchschnittlichen Zahlen etwa 100 Tropfen, das heißt etwa $\pm 1\%$ betragen. Auf diese Weise werden die Feuchtigkeitsunterschiede entlang des Gehsteigs von Feld zu Feld relativ gering und wahrscheinlich nicht erkennbar sein. Dieser Wert von $\pm 1\%$ gilt für einen Durchschnitt von 10.000 Tropfen pro Feld. Betrachtet man den gleichen Gehsteig bei schwachem Regen, bei dem etwa 100 Tropfen auf jede Platte fallen, so ist folgendes zu bedenken. Nach dem Wahrscheinlichkeitsgesetz ergibt der Unterschied zwischen der tatsächlichen Tropfenanzahl und der Durchschnittszahl einen Mittelwert von 10 oder $\pm 10\%$. Somit ist klar, daß der Feuchtigkeitsunterschied von Feld zu Feld deutlicher erkennbar sein wird. Nun kann man die Regentropfen mit den Roentgenquanten vergleichen, die in der Verstärkerfolie absorbiert werden. Bei einem relativ unempfindlichen Folien- Film- System müssen

unter Umständen etwa 10.000 Quanten auf ein kleines Feld fallen, um eine gewisse Schwärzung zu erzeugen. Wird in dem System ein empfindlicher Film verwendet, sind vielleicht nur 100 Quanten erforderlich, um die gleiche Schwärzung zu erhalten. Genügen zur Erreichung einer gegebenen Schwärze nur einige Quanten, so wird die rein willkürliche Absorption als eine Art Muster, Mottle genannt, sichtbar.

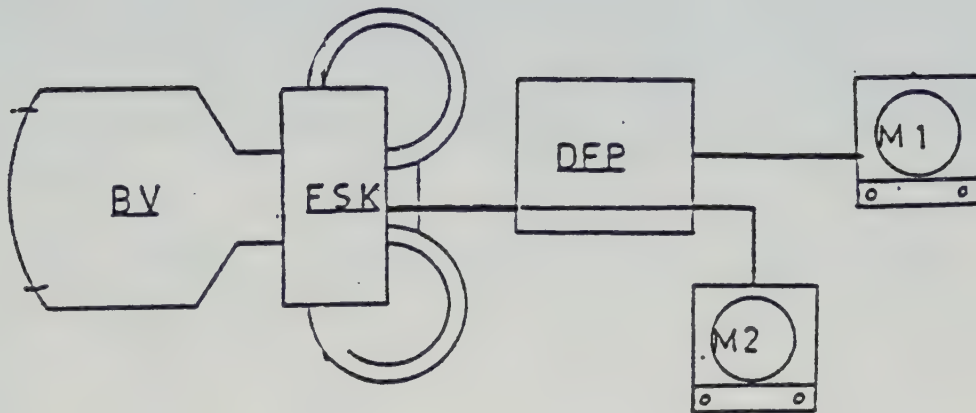
Je mehr Roentgen-Quanten benötigt werden, um so weniger erkennbar wird das Mottle in der Roentgenaufnahme sein, vorausgesetzt, alle anderen Faktoren bleiben unverändert. Zur Reduktion des Mottle kann ein Film, der wenig lichtempfindlich ist, verwendet werden, da dieser zu seiner Belichtung mehr Quanten benötigt (36).

Mehr Quanten bedeuten aber mehr Strahlung. Gerade diese soll jedoch reduziert werden. Im Durchleuchtungsbetrieb ist das Mottle das statistische Abbildungsmuster der Quanten auf dem Leuchtschirm, welches das Bild des zu durchleuchtenden Körperteils überlagert. Es entsteht also ein sog. unruhiges Bild, welches der Durchleuchtende länger betrachten muß, um eine Information zu erkennen. Folglich wird die Strahlenreduktion durch Verlängerung der Durchleuchtungszeit wieder zunichte gemacht.

Mit Entwicklung von Rauschunterdrückungssystemen kann diesem Umstand abgeholfen werden, weil das Bildverstärkerausgangssignal und damit das Durchleuchtungsbild harmonisiert wird. Man kann Fernsehbilder in digitale Signale umsetzen, die man in Computern oder Rechenanlagen verarbeiten kann. Auf diese Weise hat man ein digital arbeitendes Rauschunterdrückungssystem für Fernsehen entwickelt und kann das Quantenrauschen beim Roentgen-Bildverstärker-Fernseh-System unterdrücken, um das Quantenrauschbild zu harmonisieren.

Dieses Gerät heißt DFP (Digital Fluoroscopic Processor). Man schaltet es zwischen Fernsehkamera und Monitor, wie es Abbildung 1 veranschaulicht.

Abbildung 1:



Legende Abb. 1:

BV FSK = Bildverstärker Fernsehkamera
M1 = Monitor, liefert digitalisierte DFP- ver-
arbeitete Bilder
DFP = Digital Fluoroscopic Processor
M2 = Kontrollmonitor zur Überwachung des
Eingangssignales

Der DFP setzt die Videosignale in digitale Signale um, integriert über mehrere aufeinanderfolgende Fernsehbilder und gibt das so entstandene Signal an den Monitor, auf welchem ein Bild entsteht, bei dem der Rauschanteil sehr vermindert ist.

Fragestellung:

Ausgehend von der Überlegung, daß durch Computerverarbeitung der Fernsehsignale im DFP weniger Strahlung zur Bildgebung nötig sein müßte, als ohne DFP-Verwendung, tauchte die Frage auf, in welcher Größenordnung die Strahlenreduktionsmöglichkeit durch den Einsatz eines DFP bei Roentgen-Durchleuchtungen liegt.

Ziel dieser Arbeit ist es, zu ergründen, um wieviel Prozent man die Strahlendosis bei Durchleuchtung mit DFP gegenüber der Durchleuchtung ohne DFP-Betrieb senken kann und dennoch Fernsehbilder erhält, die mit den nicht digital verarbeiteten Bildern identisch sind.

Material und Methode:

Material:

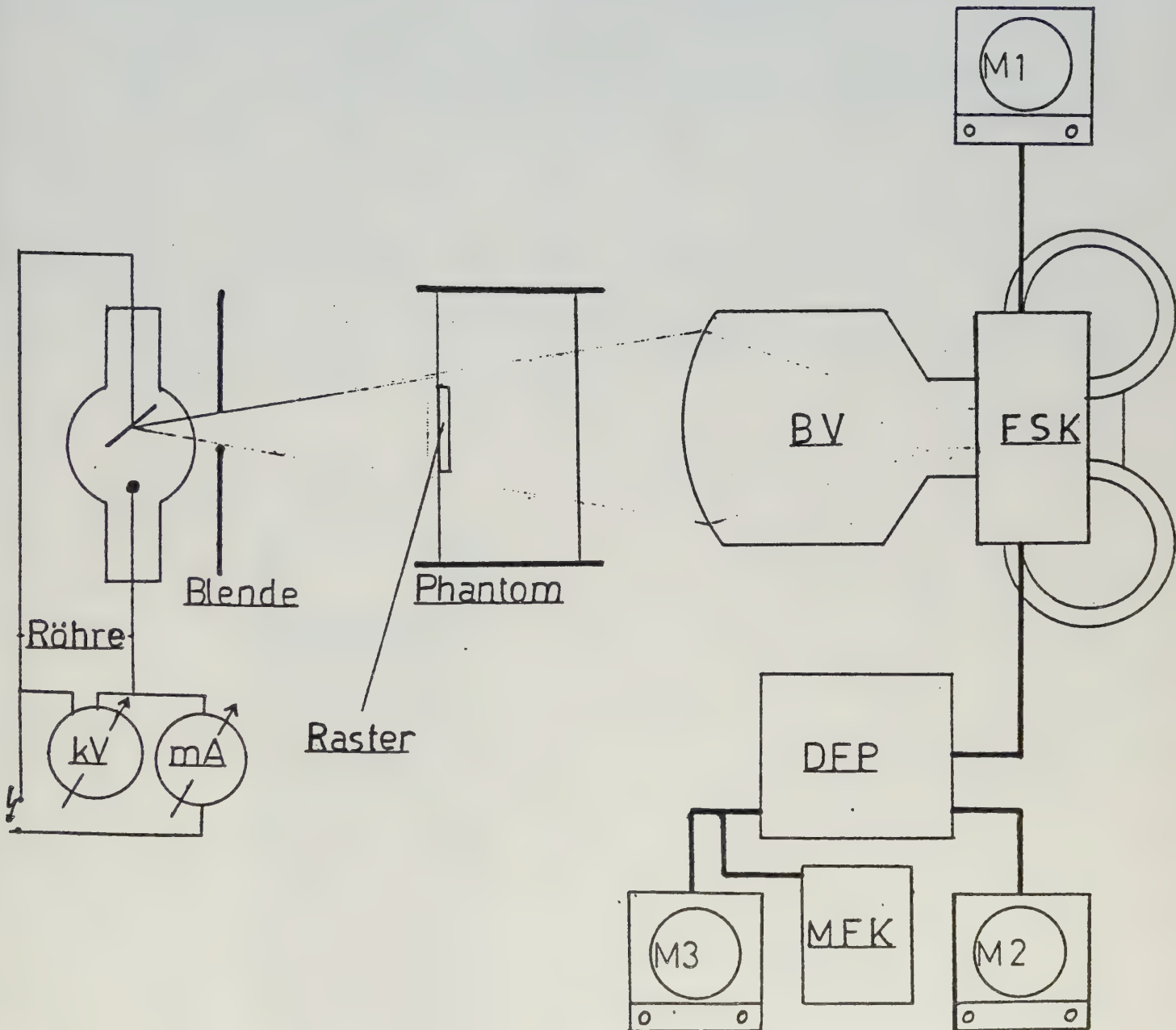
Die Roentgenanlage bestand aus einem 12-Puls-Generator (Philips Maximus M 100) mit einem "Diagnost 70"-System mit 100 mm-Blattfilmkamera, Fernsehkamera und Monitor. Röhrenspannung und Strom können automatisch durch die Helligkeit des BV - Ausgangssignals geregelt werden. Allerdings wurden diese Automaten außer Betrieb gesetzt, damit Strom und Spannung getrennt eingestellt werden konnten. Das verwendete Amperemeter gestattete, den Strom mit einer Genauigkeit von 0,1 mA exakt einzustellen. Zwischen Fernsehkamera und Monitor wurde das DFP geschaltet.

DFP = Digital- Fluoroscopic- Processing - System, Modell DNR 9200, Firma Thomson - CSF Broadcast, Stamford, Connecticut. Es wurde lt. Herstellerangaben für viele Anwendungsbereiche konzipiert. Es verbessert Videobandkopien, harmonisiert verrauschte Bilder im UHF - Bereich und im Satellitenfernsehen und reduziert das Rauschen von optoelektronischen Wandler-systemen, wie z.B. bei der Übertragung eines Leuchtschirmbildes in elektrische Signale (13). Der Processor digitalisiert jedes Fernsehbild in eine Matrix der Größe 480*760 Punkte, wobei jeder Bildpunkt eine Schwärzung von 8 bit (256 Stufen) aufweisen kann. (20) Der DFP arbeitet mit einer Frequenz von 30 Fernsehbildern pro Sekunde, wobei jeweils vier Bilder zeitlich integriert und mit dem folgendem verglichen werden. Punkt-zu-Punkt Vergleiche innerhalb eines Bildes und mit den vorausgegangenen Bildern nehmen Einfluß auf die Integration und damit auf das Ausgangssignal (16). Dieses Signal kann über einen einfachen Videomonitor aufgenommen werden. Gleichzeitig steuern die Ausgangssignale des DFP eine Multi-formatkamera der Firma CSF- Matrix Instruments an. Sie ist ausgelegt auf das Filmformat 18 * 24 cm und erstellt auf einem einseitig begossenen Roentgenfilm dieser Größe vier Bilder. Schwärzung und Kontrast sind einstellbar und wurden während der Dauer jedes

Versuches nicht verändert. Das 18 * 24 cm Format hat den Vorteil, daß die Filme zusammen mit konventionellen Filmen verarbeitet werden können und die Bilder nicht zu sehr verkleinert werden. Bauliche Veränderungen sind auch nicht nötig, weil man das ganze System einfach in die BV- FS- Kette zwischen Fernsehkamera und Monitor einschalten kann (siehe Abb. 1).

Nachteilig ist z.Z. nur noch, daß die Multiformatkamera 50% der Bildpunkte unterdrückt, da sie nur jede zweite Zeile des Monitorbildes übernimmt und sog. Halbbilder erstellt.

Abb. 2 Blockschaltbild der verwendeten Geräte



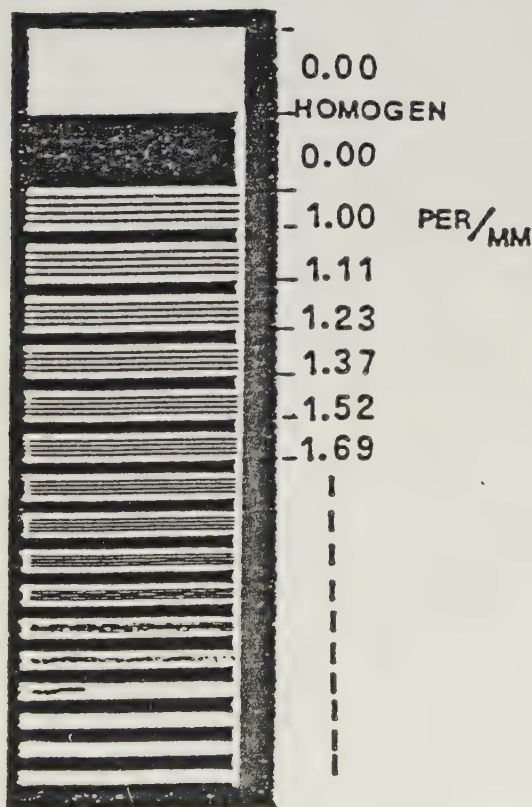
Legende Abbildung 2:

BV FSK	= Bildverstärker Fernsehkamera
M1	= Kameramonitor, liefert nichtdigitalisierte Bilder
DFP	= Digital Fluoroscopic Processor
M2	= Monitor zum DFP, liefert digitalisierte, nicht verarbeitete Bilder
MFK	= Multiformatkamera
M3	= Monitor nach DFP liefert digitalisierte, DFP-verarbeitete Bilder

Als Streukörper wurden Phantome eines sechs Wochen alten und eines sechs Jahre alten Kindes verwendet, in deren Beckenregionen Messingziffern oder ein Bleistrichraster (Typ 1, Nr. 37034) als Informationsträger eingeschoben waren.

Abb. 3: Raster

Legende:



HOMOGEN =
Zonen scheinbarer
Homogenität

PER/MM =
Perioden: (Linien-
paare) pro Milli-
meter, d.h. Maß
für die Orts-
frequenz

Maßstab 1:1

Dieses Raster wurde mit 55 kV Röhrenspannung durchleuchtet. Der Strahlenkegel wurde so eingeblendet, daß nur das Raster und Teile der Beckenschaufeln der Kinderphantome bestrahlt wurden.

Um eventuelle Schwankungen durch Entwicklung und Filmcharge auszuschließen, wurden jeweils auf einem Film vier Bilder erstellt, die direkt miteinander vergleichbar sind. Verwendet wurden Kodak-NMB- Filme, die in einer Kodak- RP- X- Omat- Rapid-Processing Maschine im 90 sec. Betrieb mit dem dafür geeigneten Entwickler verarbeitet wurden.

Die so entstandenen Filme wurden mit einem Mikroskop-Densitometer ausgemessen und die Werte auf Band gespeichert. Die Meßfeldgröße des Densitometers betrug $50 \times 400 \text{ um}^2$. Das Band wurde ausgewertet mit einem Rechner des Typs PDP 11 der Firma Digital. Ausgemessen wurden 144 Bilder (über 11.000 Werte), wobei jede Messung sechsfach wiederholt wurde. Die Kurve jedes Bildes wurde geplottet (siehe Abb.4 und 5 im Anhang), i.e. vom Rechner gezeichnet und ausschnittsweise vergrößert, um die einzelnen Peaks anmessen zu können.

Die Messungen wurden in der Roentgenabteilung der Universitäts- Kinderklinik Mainz mehrfach durchgeführt. Mußte eine Meßserie unterbrochen werden, so wurde sie komplett wiederholt, um exakt gleiche Bedingungen zu wahren. Die so entstandenen Bilder wurden im MPI (Max-Planck- Institut) für Astronomie der Universität Heidelberg densitometrisch untersucht und berechnet.

Methode:

Die abgegebene Leistung einer Roentgenröhre ist abhängig von der Hochspannung (kV), der Vorfilterung (2-4 mm Al), der Feldgröße und dem Röhrenstrom (mA).

Die Intensität einer Strahlung steigt nach physikalischen Messungen von Bouwers und Rump (33) mit dem Quadrat der Röhrenspannung, die Dosis dagegen ist direkt proportional dem Röhrenstrom. Deshalb wurde die Röhrenstromstärke (gemessen in Milliampere, mA) als direktes Maß für die Dosis gewählt und für die Messungen variiert.

Die Messungen basieren auf dem Prinzip eines "Ist-Wert / Soll-Wert-Abgleiches". Das besagt, daß man einen Wert, den sog. Sollwert, vorgibt und dann einen sog. Istwert solange verändert, bis dieser dem Sollwert entspricht bzw. gleicht. Für unsere Messungen bedeutet der Sollwert ein nicht digital verarbeitetes Fernsehdurchleuchtungsbild, während der Istwert ein mit dem DFP erzeugtes Bild darstellt. Da Jaffe (16) bereits 1981 eine Strahlensparnis von 60% vermutete, wurden Durchleuchtungsbilder ohne und mit DFP-Verarbeitung erstellt, wobei bei den DFP-verarbeiteten Bildern die Strahlungsdosis schrittweise reduziert worden ist. In jeder Aufnahmeserie wurden die DFP-verarbeiteten Bildsignale mit den nichtdigitalen Signalen verglichen, bis ähnliche Bilder gefunden waren.

Vergleichsmethode:

Will man Roentgenaufnahmen miteinander vergleichen, so benützt man üblicherweise die Modulationsübertragungsfunktion, die angibt, mit welchem Kontrast eine approximierte, sinusförmige, periodische Struktur in Abhängigkeit von ihrer Ortsfrequenz (Perioden/Millimeter oder Linienpaare LP/mm) übertragen wird (9). Damit ist aber noch nicht das Rauschen erfaßt, das die Bildgüte in der praktischen Radiologie wesentlich beeinflussen kann. Außerdem wurden die

Bilder mit einer Multiformatkamera erzeugt. Solche Bilder sind dann gleich, wenn die Auflösung und die relative Signalhöhe gleich sind. Dagegen sind Kontrast und Schwärzung an der Kamera direkt einstellbar, wodurch die Modulationsübertragungsfunktion (17) beeinflussbar wird und deshalb zur Charakterisierung nicht mehr ausreicht. Daher ist es sinnvoller, in formaler Analogie zu Rose (32) einen Signalrauschabstand auszumessen und eine Rauschschwelle zu definieren. Gemessen wurden jeweils die Schwärzungsmaxima S_{max} und die Minima S_{min} . Daraus erhält man die relative Signalhöhe H_s .

$$H_s = S_{max}/S_{min}$$

Da Rose seine Messungen bezüglich der Leistung des menschlichen Auges durchführte, mußte er mit einem $H_s = 3-7$ arbeiten. Bei unseren Messungen stellt jedes Signal einen Schwärzungsunterschied S dar, deshalb muß für jedes Signal nur noch gelten:

$$H_s > 1$$

Ist $H_s=1$ so folgt daraus $S = 0$

d.h., daß kein Schwärzungsunterschied, also kein Signal festgestellt wurde. $H_s=1$ erhält man, wenn man eine homogene Fläche anmißt. Mißt man eine scheinbar homogene Fläche, wie sie gleichmäßig belichtete Filme darstellen, an und erhält dann Werte $H_s \geq 1$, so nennt man diese Pseudosignale Rauschen, mit einer Rauschhöhe H_r . Möchte man nun das Auflösungsvermögen eines Systems erfahren, so trägt man H_s und H_r als Funktion der Ortsfrequenz auf und prüft, bis zu welcher Ortsfrequenz gilt: $H_s > H_r$.

Die Auflösungsgrenze ergibt sich dort, wo gilt:

$$H_s = H_r$$

Selbstverständlich ist, daß nur der Wert als Signal gezählt wird, der größer ist als die Rauschhöhe. Die

mittlere Rauschhöhe zuzüglich einer Standardabweichung wird als Rauschschwelle definiert. Größere Werte H sind eindeutig Signal, kleinere eindeutig Rauschen. Der Signalrauschabstand SRA wird bestimmt durch:

$$SRA = H_{s(n)} - H_r \quad \text{mit } n = \text{Nummer des gemessenen Peaks}$$

Die Lösung des Problems besteht nun darin, nach Auswertung aller Messungen, d.h. nach Feststellung der Signalrauschabstände jedes Roentgenbildes, die gleichen Signalrauschabstände von DFP-verarbeiteten Bildern zu nicht DFP-verarbeiteten Bildern zu finden.

Messungen:

Vor Beginn der eigentlichen Messungen mußte festgestellt werden, in welcher Größenordnung die zu erwartende Dosisreduktion liegen würde. Aus diesem Grunde wurden Zahlen aus Metall durchleuchtet. Die Größe der Ziffern sollte im Auflösungsbereich des Gerätes liegen, deshalb tauchte die Schwierigkeit auf, röntgenstrahlendichte Ziffern in den Größen 2,0; 2,5 und 3,0 mm Ziffernhöhe zu beschaffen. Die von der Industrie hergestellten Ziffern für Tomographie hatten sich als zu groß (6mm) erwiesen. Eine einfache Lösung bot sich an, indem man die Ziffern aus Kupfer ätzen konnte, wie es bei Platinen der Elektrotechnik üblich ist. Die Platinen bestehen aus einer Trägerschicht mit aufgedampftem Kupfer. Deckt man nun Teile der Kupferschicht (hier mit Ziffernschablonen) ab, so kann man die nicht abgedeckten Teile der Kupferschicht mit Ammonium-Persulfat-Lösung wegätzen, die Ziffern dagegen bleiben stehen. Allerdings war die Kupferbelegung der Platinen (0,035 mm) zu gering, um gegenüber der Trägersubstanz (Epoxidharz) einen Roentgenkontrast zu liefern. Deshalb mußten Messingziffern angefertigt werden, die genügend strahlendicht waren. Diese Ziffern wurden durchleuchtet, wobei das Phantom eines sechs Wochen alten Kindes als Streukörper diente. Die Röhrenspannung wurde bei einheitlich 55 kV belassen, jeweils vier Bilder wurden auf einen Film gebracht, wovon immer das erste Bild ohne DFP-Verarbeitung entstand. Die drei folgenden Bilder wurden unter Reduktion des Röhrenstroms jeweils DFP-verarbeitet.

Der Strom betrug: ohne DFP 1,5 - 2,0 mA,
 mit DFP . 0,4 - 0,8 mA.

Nahezu gleiche Bilder entstanden bei:

2,0 mA	ohne-	und	0,7 mA mit DFP-
bzw. 1,5 mA	ohne-	und	0,5 mA mit DFP-
			Verarbeitung.

Daraus folgt eine zu erwartende Dosisreduktion von mindestens 60 - 70%

Dieses Ergebnis ist allerdings subjektiv, weil es vom Auge des Betrachters abhängt. Folglich mußte es meßtechnisch bestätigt werden. Daher wurden unter gleichen Bedingungen die Bleistrichraster durchleuchtet. Als Streukörper dienten wieder die Kinderphantome. Das kleinere Phantom, welches einem sechs Wochen alten Kind entspricht, wurde durchleuchtet mit 55 kV. Jeweils vier Bilder wurden auf einen Film belichtet und entwickelt. Das erste Bild wurde ohne DFP-, jedes zweite, dritte und vierte Bild mit DFP- Verarbeitung erzeugt.

1. Bild	2. Bild	3. Bild	4. Bild
1,5 mA	0,4 mA	0,5 mA	0,6 mA
2,0 mA	0,6 mA	0,7 mA	0,8 mA
2,3 mA	0,6 mA	0,7 mA	0,8 mA

Das größere Phantom repräsentiert ein sechs Jahre altes Kind, welches mit 55 kV, 75 kV und 110 kV durchleuchtet wurde. Das erste Bild entstand jeweils wieder ohne DFP-Verarbeitung.

	1. Bild	2. Bild	3. Bild	4. Bild
55 kV	2,3 mA	0,5 mA	0,6 mA	0,7 mA
75 kV	1,0 mA	0,3 mA	0,4 mA	----
110 kV	1,0 mA	0,3 mA	0,4 mA	----

Hierbei wurden ebenfalls vier Bilder, bzw. drei Bilder bei 75 und 110 kV, auf einen Film belichtet und entwickelt, damit immer das nicht DFP- verarbeitete Bild mit den digital entstandenen Bildern auf dem gleichen Film dokumentiert wurde. Nur so konnten eventuell auftretende Unterschiede bei der Entwicklung unwirksam gemacht werden.

Ergebnisse:

Das Rauschen wurde gemessen im scheinbar homogenen Bereich des Rasters. Danach wurde jeder Peak im Sinne obiger Formel gemessen und berechnet.

Da das Raster pro Ortsfrequenz jeweils fünf Linienpaare aufweist, mußten auf jedem Bild auch fünf Signale pro Bande entstehen, deren Höhe (H_r) oben bereits definiert worden ist. Zur Bestimmung des Rauschens wurden 28 Bilder, die mit 55 kV bzw. mit 75 kV durchleuchtet worden waren, ausgemessen und der Mittelwert des Rauschens errechnet. Dieser beträgt für 55 kV-Aufnahmen: $1,12 \pm 0,04$, d.h. die Rauschschwelle liegt bei:

$$H_r (55 \text{ kV}) = 1,16$$

Für 75 kV - Aufnahmen wurde ein

$$H_r (75 \text{ kV}) = 1,10$$

gefunden.

Bei 110 kV ergab sich ebenfalls ein $H_r = 1,10$, wobei aber die Signalhöhe auch nicht größer war. Hierbei ist der Anteil der gestreuten Strahlung so groß, daß Signale als solche nicht mehr identifiziert werden konnten. Im Bereich der Auflösungsgrenze konnten z.T. nur noch 2 - 3 Signale, von fünf, gefunden werden, weshalb diese Banden (Signalmuster) nicht auswertbar sind. Daraus ergibt sich die Auflösungsgrenze dieses Aufbaus mit:

$$1,37 \text{ Per/mm.}$$

Diejenigen Signalmuster, die fünf von fünf eindeutig boten, wurden gemittelt und die relative Signalhöhe pro Bande registriert. Das Ergebnis gibt Tabelle I.

Tabelle I: mittlere Signalhöhe / Ortsfrequenz
in Abhängigkeit von der Dosis

Phantom: 6 Wochen altes Kind

kV / mA	1,0 P/mm	1,11 P/mm	1,23 P/mm	1,37 P/mm
X 55 / 1,5	1,62 $\pm$ 0,24	1,39 $\pm$ 0,09	1,42 $\pm$ 0,11	--
X 55 / 0,4	1,65 $\pm$ 0,12	1,42 $\pm$ 0,14	1,41 $\pm$ 0,21	
55 / 0,5	1,72 $\pm$ 0,20	1,63 $\pm$ 0,31	1,48 $\pm$ 0,20	
55 / 0,6	1,78 $\pm$ 0,32	1,66 $\pm$ 0,29	1,50 $\pm$ 0,22	
X 55 / 2,0	1,96 $\pm$ 0,39	1,50 $\pm$ 0,21	1,19 $\pm$ 0,09	les
55 / 0,6	1,86 $\pm$ 0,26	1,45 $\pm$ 0,26	1,23 $\pm$ 0,09	
X 55 / 0,7	1,98 $\pm$ 0,37	1,48 $\pm$ 0,22	1,41 $\pm$ 0,18	
55 / 0,8	2,01 $\pm$ 0,39	1,62 $\pm$ 0,19	1,44 $\pm$ 0,10	
X 55 / 2,3	2,22 $\pm$ 0,38	1,60 $\pm$ 0,32	1,31 $\pm$ 0,10	eindeut
55 / 0,6	1,89 $\pm$ 0,29	1,52 $\pm$ 0,22	1,25 $\pm$ 0,12	
X 55 / 0,7	2,20 $\pm$ 0,25	1,59 $\pm$ 0,37	1,30 $\pm$ 0,08	
55 / 0,8	2,39 $\pm$ 0,45	1,61 $\pm$ 0,34	1,33 $\pm$ 0,08	

Phantom: 6 Jahre altes Kind

X 55 / 2,3	1,34 $\pm$ 0,12	1,31 $\pm$ 0,15	1,36 $\pm$ 0,09	n
55 / 0,6	1,30 $\pm$ 0,14	1,28 $\pm$ 0,10	1,30 $\pm$ 0,11	
X 55 / 0,7	1,38 $\pm$ 0,16	1,33 $\pm$ 0,07	1,37 $\pm$ 0,20	
55 / 0,8	1,61 $\pm$ 0,20	1,41 $\pm$ 0,14	1,40 $\pm$ 0,10	
X 75 / 1,0	1,40 $\pm$ 0,24	1,30 $\pm$ 0,19	Rausch- bereich	--
X 75 / 0,3	1,42 $\pm$ 0,30	1,36 $\pm$ 0,16		
75 / 0,4	1,50 $\pm$ 0,10	1,20 $\pm$ 0,11		
75 / 0,5	ü b e r s t r a h l t			

Signale nicht

Legende Tabelle I:

Dargestellt ist jeweils die Signalhöhe in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz (gemessen in Perioden pro Millimeter = P / mm) bei verschiedenen Röhrenstromstärken (mA).

Die erste Spalte gibt Röhrenspannung und Röhrenstrom an. Die erste Zeile jedes Zeilenblockes stellt das nicht DFP-verarbeitete Bild dar.

Ähnliche Werte sind mit " X " gekennzeichnet.

Sämtliche Werte sind mit Standardabweichung angegeben. Rechnet man diese Werte um in Signalrauschabstände, so erhält man Tabelle II :

Legende Tabelle II:

Dargestellt sind die Signalrauschabstände in Abhängigkeit von Dosis (mA) und Ortsfrequenz (P/mm).

Tabelle II:

Phantom: 6 Wochen altes Kind

kV / mA	1,0 P/mm	1,11 P/mm	1,23 P/mm
55 / 1,5	0,50	0,27	0,30
55 / 0,4	0,53	0,30	0,31
55 / 0,5	0,60	0,39	0,34
55 / 0,6	0,66	0,49	0,37
55 / 2,0	0,84	0,39	0,12
55 / 0,6	0,74	0,33	0,10
55 / 0,7	0,86	0,40	0,13
55 / 0,8	0,98	0,49	0,17
55 / 2,3	1,10	0,48	0,20
55 / 0,6	0,75	0,40	0,13
55 / 0,7	1,06	0,47	0,21
55 / 0,8	1,30	0,53	0,28

Phantom: 6 Jahre altes Kind

55 / 2,3	0,22	0,19	0,24
55 / 0,6	0,18	0,14	0,18
55 / 0,7	0,24	0,21	0,24
55 / 0,8	0,32	0,29	0,28
75 / 1,0	0,40	0,30	./.
75 / 0,3	0,42	0,34	./.
75 / 0,4	0,50	0,10	./.

Trägt man nun Tabelle II graphisch auf, so erhält man zeichnerisch eine gedachte Linie durch die Signalausschübe (SRA) in Abhängigkeit vom Röhrenstrom (Darstellung Abb 9 - 14 im Anhang). Nimmt man nun den Signalausschub ohne DFP- Verarbeitung, sucht ihn auf der gedachten Linie auf und fällt am Schnittpunkt das Lot, so erhält man den Wert des Röhrenstromes, der dem ersteren entspräche, wenn er mit DFP gemessen worden wäre (wieder Anwendung der Istwert / Sollwert- Methode).

Es ergeben sich folgende Werte:

Röhrenstrom <u>ohne</u> DFP-Verarbeitung		Röhrenstrom <u>mit</u> DFP-Verarbeitung
1,0 mA	entspricht	$0,29 \pm 0,1$ mA
1,5 mA	"	$0,38 \pm 0,2$ mA
2,0 mA	"	$0,66 \pm 0,1$ mA
2,3 mA	"	$0,69 \pm 0,2$ mA

Das bedeutet, daß der Röhrenstrom bei konservativer Roentgendiagnostik (ohne DFP-Betrieb) 3,48-fach höher ist. Rechnet man die Stromänderung in Prozent um, so stellt man fest, daß nur noch $30 \pm 3\%$ der üblichen Durchleuchtungsstromstärke notwendig sind, wenn die Fernsehsignale des BV-Ausganges digital verarbeitet werden, d.h. : Es ist nur noch ein Drittel der herkömmlichen Dosis nötig, um ein Bild zu erstellen.

Diskussion:

Die Untersuchungen haben eine Reduktion der Strahlenbelastung um ca. 66 % im Durchleuchtungsbetrieb ergeben. Das bedeutet eine erhebliche Dosisersparnis gegenüber herkömmlicher Durchleuchtungspraxis. Natürlich darf diese Tatsache nicht zu einer Verlängerung der Durchleuchtungszeit oder zu nachlässigerem Umgang mit Strahlung führen. Da primär (besonders bei Kindern) die Gonaden zu schützen sind, ist das richtige Einblenden und Abdecken, sowie die Kunst des Untersuchers viel effektiver als allein eine technische Maßnahme. Aber eine solche hat immer unterstützende Funktion, weil sie die Dosis im Primärstrahl senkt. Dadurch sinkt ebenfalls der Anteil an Streustrahlung, wodurch sogar noch die Streustrahlung, der das Roentgenpersonal ausgesetzt ist, reduziert wird. Aus diesen Gründen ist der Einsatz eines DFP im Routinebetrieb bei Roentgendurchleuchtungen durchaus sinnvoll.

Allerdings ist die Dokumentation der Roentgenbilder noch nicht befriedigend gelöst, weil die Auflösung der verwendeten Anlage (limitiert durch die Multiformatkamera) auf 1,37 Per/mm begrenzt ist. Grund dafür ist zum einen die Größe des Leuchtstrahls, der das Bild auf den Film projiziert, und zum anderen wirkt sich die Erstellung eines Halbbildes erhöhend auf die Rauschschwelle aus, weil sich die Zeilen, aus denen das Bild aufgebaut wird, der Information des Bildes überlagern. Das bedeutet:

Der Einsatz einer Multiformatkamera zur Dokumentation ist ausreichend, wenn der den Untersucher interessierende Bereich genügend groß ist. Ansonsten muß weiterhin mit herkömmlichen Film-Folienkombinationen gearbeitet werden, wenn eine hohe Auflösung erreicht werden muß. Meist wird jedoch die Photographie des BV - Ausgangssignales auf 70 mm- oder 100 mm-Blattfilm völlig ausreichend sein.

Der Einfluß der Röhrenspannung auf das Rauschen wurde

nicht untersucht, weil auswertbare Filme nur bis 75 kV Röhrenspannung erzeugt werden konnten. Um ein ausmeßbares Bild von ca. 110 kV erstellen zu können, wären Röhrenstromstärken von weniger als 0,1 mA notwendig gewesen. Da der Röhrenstrom aber nur variabel war zwischen 0,25 mA und 2,5 mA, wurden auswertbare Messungen im Spannungsbereich von 55 kV bis 75 kV durchgeführt, mit dem Ergebnis, daß eine Dosisreduktion bis zu 70% möglich ist. Das Gerät (DNR 9200) stellt eine Neuerung auf dem Gebiet der Roentgendurchleuchtung dar, weil es zum einen die Dosis reduziert, zum ändern prinzipiell dafür konstruiert worden ist, VT-Untersuchungen durchzuführen. VT heißt vascular tracing, d.h. Gefäß (vascular) - Darstellungen (tracing) mittels Digitalisierung der Bildverstärker- Fernseh- Signale zu optimieren, bzw. mit geringeren Strahlendosen möglich zu machen. (Näheres darüber schreibt U. Diekmann in seiner Dissertation, Literaturverzeichnis Nr. 3)

In der Fernsehtechnik hat sich das Gerät inzwischen ebenfalls bewährt. Allerdings ist das Ausmaß der Verbesserung des Signal- Rausch- Abstandes von der Qualität des Eingangssignales abhängig. Dies haben die Messungen bei 75 kV und 110 kV bestätigt.

Nach abrupt folgendem Bildwechsel treten bei rausch- starken Signalen kurzzeitig Rauschverstärkungen auf. Dies ist bei rauscharmen Signalen nicht der Fall. Wie schon auf S. 13 beschrieben, sind rauscharme Signale meist mit einer Dosiserhöhung verbunden, also wird man kurzfristige Rauschverstärkungen, wo es möglich ist, in Kauf nehmen. Lediglich Organe, die sich relativ schnell bewegen (wie z.B. die Thorax- Organe) können mit DFP- Verarbeitung nicht untersucht werden, weil die Mobilität dieser Organe das Rauschen in einem solchen Maße verstärkt, daß eine Bild- information nicht mehr erkennbar ist. Sämtliche Organe und Regionen des Körpers, die sich kaum oder gar nicht bewegen, sind dagegen gut diagnostizierbar und können mit einem Drittel der herkömmlichen Dosis an Strahlung durchleuchtet werden.

Bei Angiographien, Urographien, Magen-Darm-Passagen, also bei Untersuchungen, die ohnehin mit einer relativ hohen Strahlenbelastung einhergehen, ist der Einsatz des DFP in doppelter Weise sinnvoll, weil er hier nicht nur die Dosis senkt, sondern durch die Verbesserung des Bildkontrastes auch noch die Menge an Kontrastmittel verringert werden kann.

In der Fernsehtechnik haben sich Geräte, die Rauschen mittels Digitaltechnik unterdrücken können, bereits bewährt und wägt man Vor- und Nachteile des Gerätes ab, so kommt man zu dem Schluß, daß der DFP eine Verbesserung im Routinebetrieb der Roentgendurchleuchtung darstellt. Da er die Videobilder in digitale Signale umsetzt, eröffnet er neue Wege für die Subtraktionsangiographie (sog. DSA = digitale Subtraktions-Angiographie), da in Großrechenanlagen oder Computern Digitalsignale im Gegensatz zu Analogsignalen bedeutend schneller be- und verarbeitet werden können.

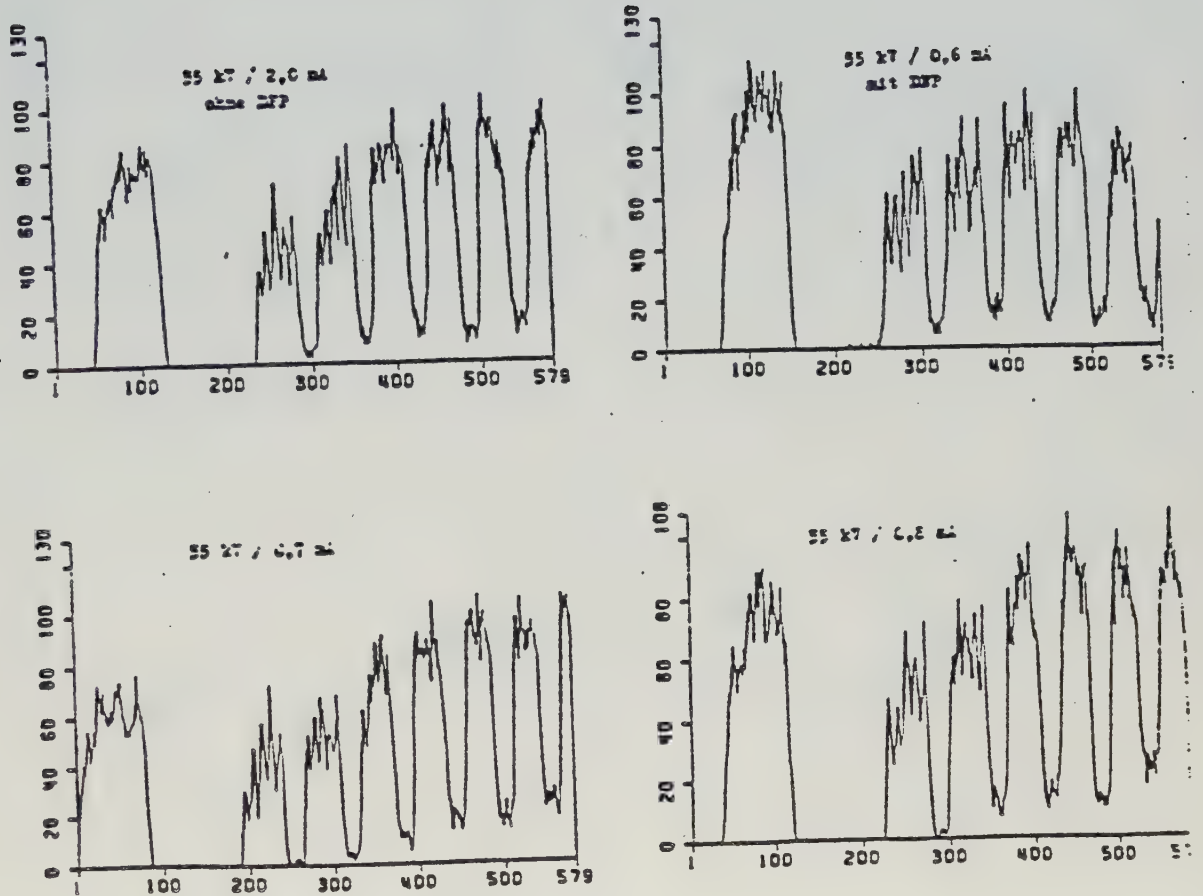
Abschließend kann man sagen, daß mit dem DFP ein Weg in der Roentgendiagnostik beschritten worden ist, der der Entwicklung neuer Techniken auf dem Gebiet der Bildverarbeitung bedeutende Möglichkeiten eröffnet.

ANHANG:

Im Anhang sind graphische Darstellungen der Messwerte aufgeführt.

Ebenfalls finden sich Beispiele der Plots, das sind die von der Rechenanlage ausgedruckten und berechneten Extinktionskurven der Roentgenaufnahmen des Bleistrichrasters.

Abbildung Nr. 4:

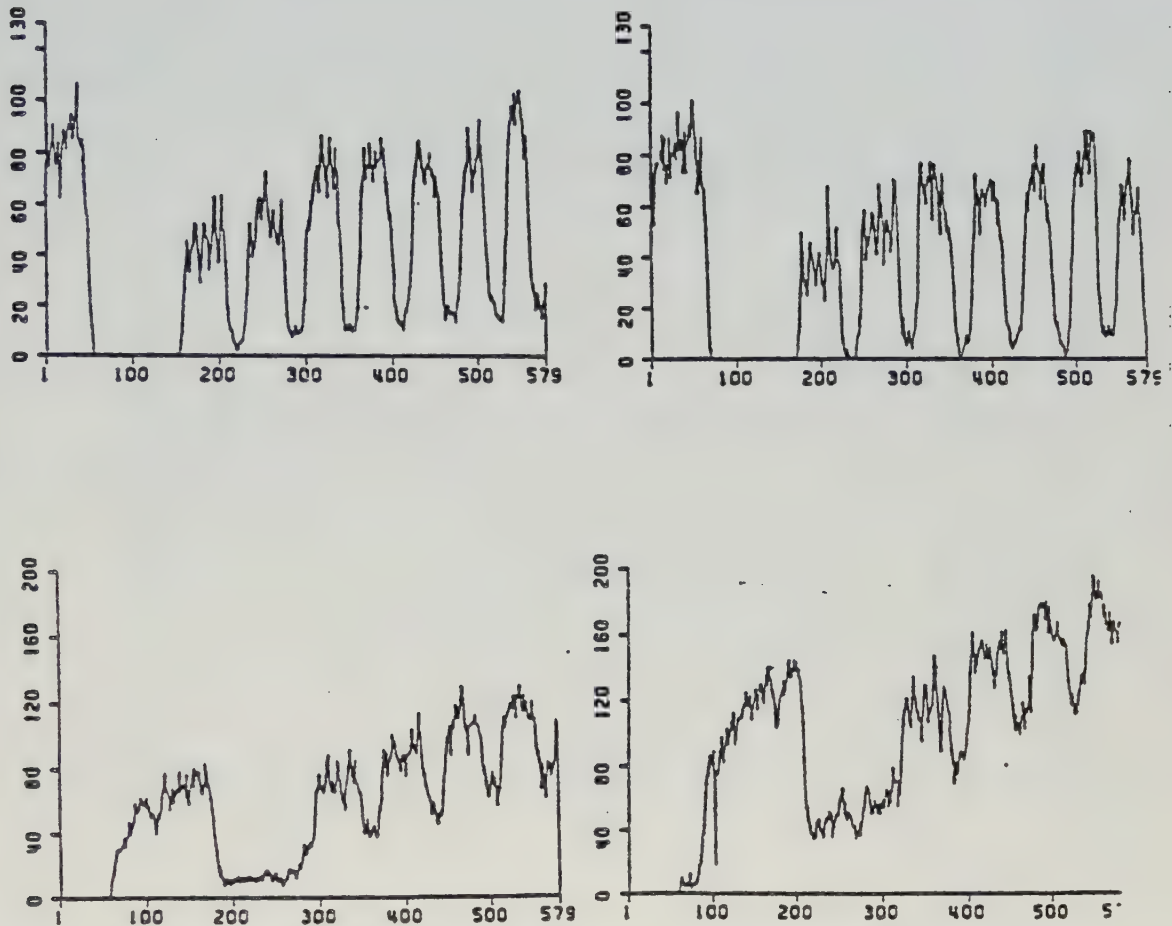


Legende Abb.Nr. 4:

Dargestellt sind die Extinktionskurven von vier Blei-
strichraster-Bildern, wie sie der Computer liefert.
Das Diagramm oben links wurde ohne, die anderen mit
DFP-Verarbeitung erstellt.

Abszisse: Nummer des Ortes, an dem gemessen wurde
Ordinate: Maß für die Extinction, vom Rechner gegeben

Abbildung Nr. 5:



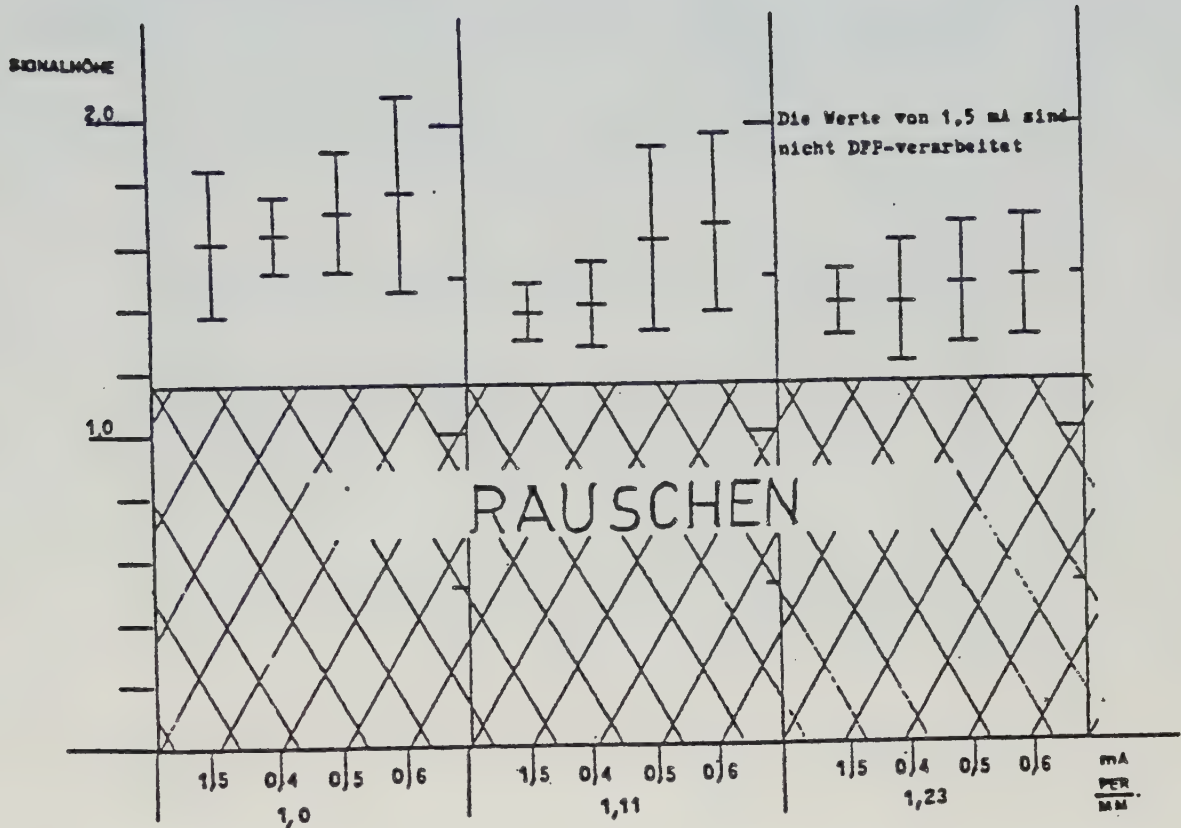
Legende Abb. 5:

Die oberen beiden Kurven sind auswertbar, Schwärzungsunterschiede auf dem Roentgenfilm sind als Peaks (Zacken) der Kurve zu sehen. Die unteren beiden Kurven sind nicht auswertbar, denn man sieht zwar sehr viele kleine und kleinste Peaks, die jedoch nicht zuordnungsfähig sind. Diese Kurven sind verrauscht.

Abszisse: Nummer des Messortes

Ordinate: Vom Rechner gegebene Einheit der Extinktion

Abbildung Nr. 6:



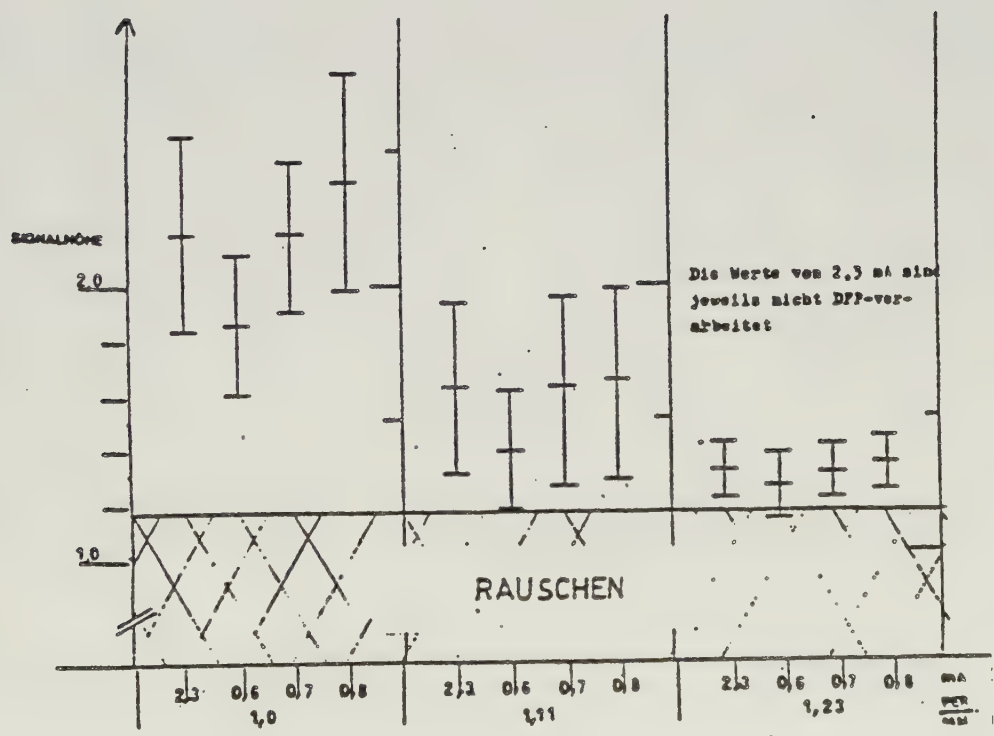
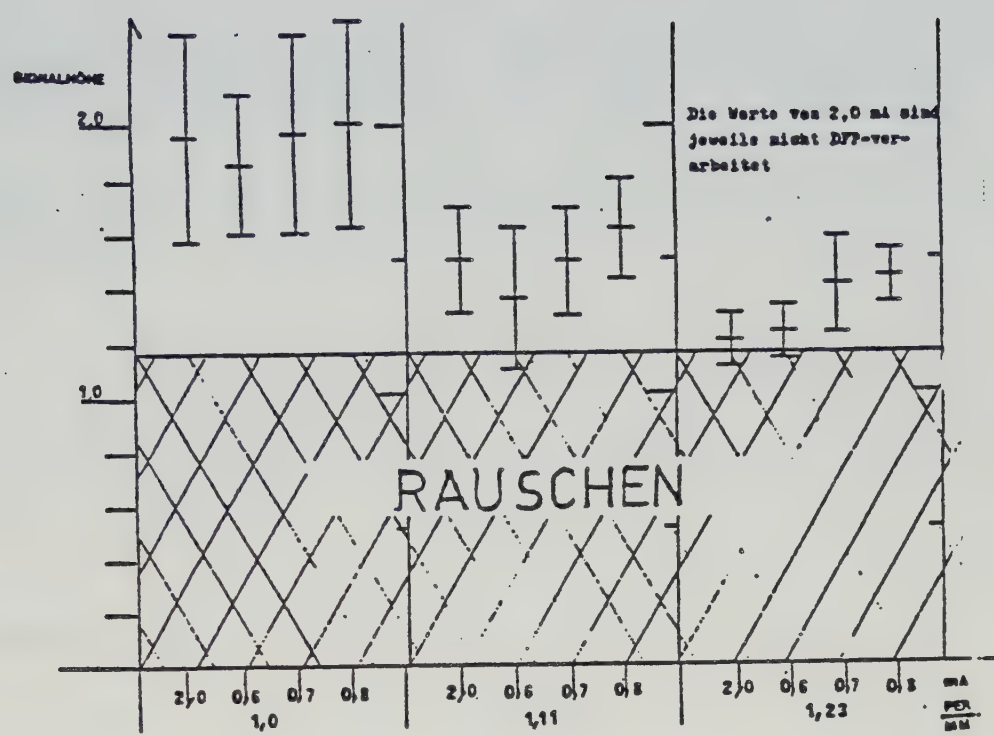
Legende Abb. Nr. 6:

Abb. 6 zeigt die mittlere Signalhöhe $\pm$ eine Standardabweichung der Extinktionskurven in Abhängigkeit von Periodenzahl und Röhrenstrom. Durchleuchtet wurde das kleinere Phantom mit 55 kV.

Abszisse: Röhrenstrom (mA) und Periodenzahl (PER/MM)
Ordinate: Signalhöhe

Die Werte von 1,5 mA sind nicht, die anderen sind DFP- verarbeitet.

Abbildung Nr. 7:



Legende Abb. 7:

Gezeigt werden die Signalhöhen, gemessen am kleineren Phantom bei 55 kV; 2,0 und 2,3 mA ohne DFP und den anderen Röhrenströmen mit DFP-Verarbeitung.

Abszisse: Röhrenströme (mA), Periodenzahl (PER/MM)
Ordinate: Signalhöhe

Die Abbildungen Nr. 8 bis Nr. 10 stellen die aus den Signalhöhen errechneten Signal- Rausch- Abstände dar.

Legende Abb. 8 - 10 :

Abszisse: Röhrenstrom (mA) und Periodenzahl (PER/MM)
Ordinate: Signalrauschabstand

Bei den Abbildungen 8 - 10 wurden die Signalrauschabstände mit DFP-Verarbeitung in Abhängigkeit vom Röhrenstrom und von der Periodenzahl aufgetragen und durch eine Linie verbunden. Nun wurden jeweils auf der Ordinate die Signalrauschabstände der ohne DFP erstellten Bilder aufgesucht, auf die Linie projiziert (waagrecht gestrichelt) und im Schnittpunkt mit der Linie das Lot auf die Abszisse gefällt (senkrecht gestrichelt). Der Fußpunkt des Lotes entspricht einem Röhrenstromwert (gemessen in mA). Dieser Wert ist gleich dem Röhrenstromwert, der mit DFP-Verarbeitung notwendig gewesen wäre, um das Bild mit dem gleichen Signalrauschabstand zu erzeugen, wie ihn das Bild ohne DFP-Verarbeitung aufweist.

Abbildung Nr. 8:

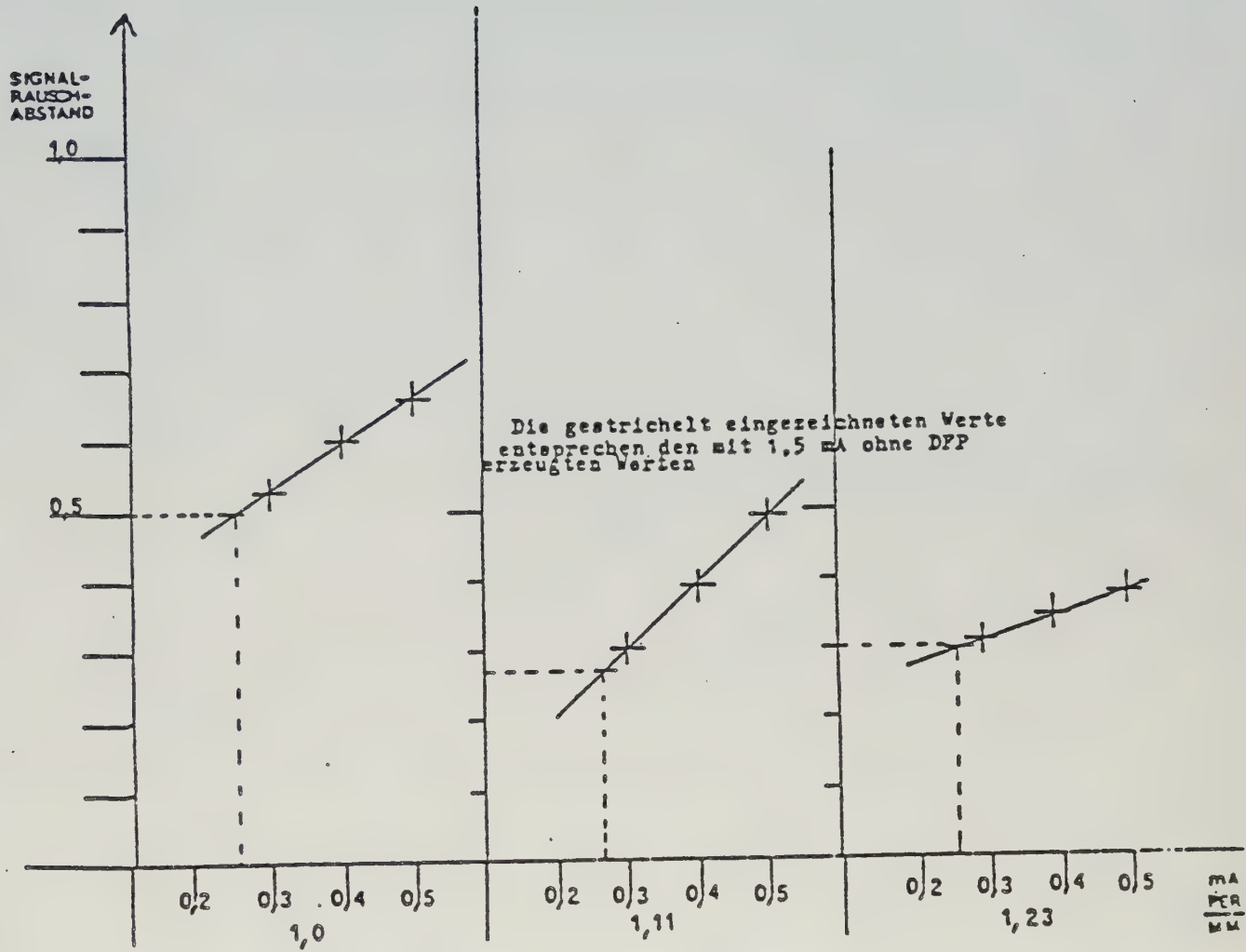


Abbildung Nr. 9:

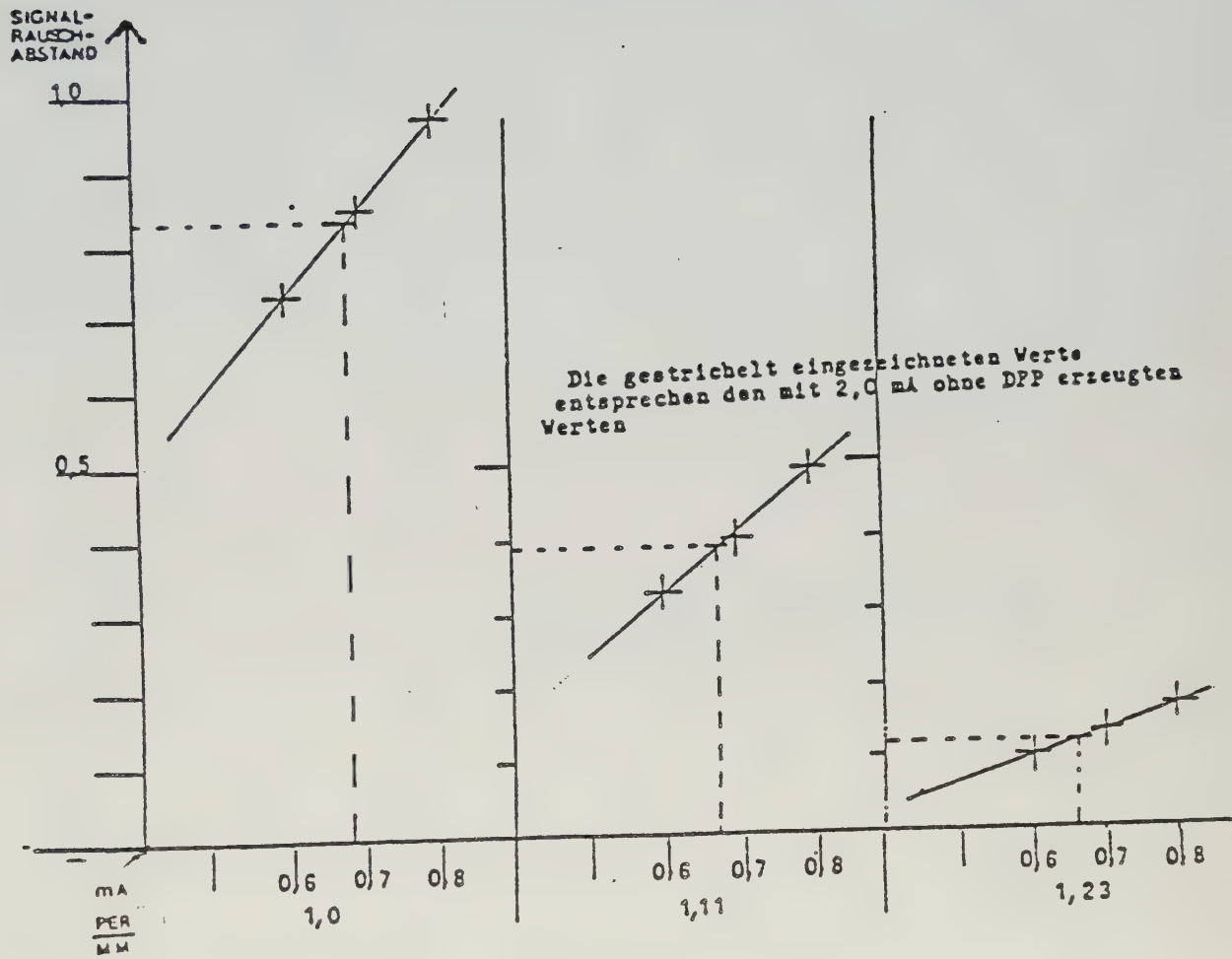


Abbildung Nr. 10:

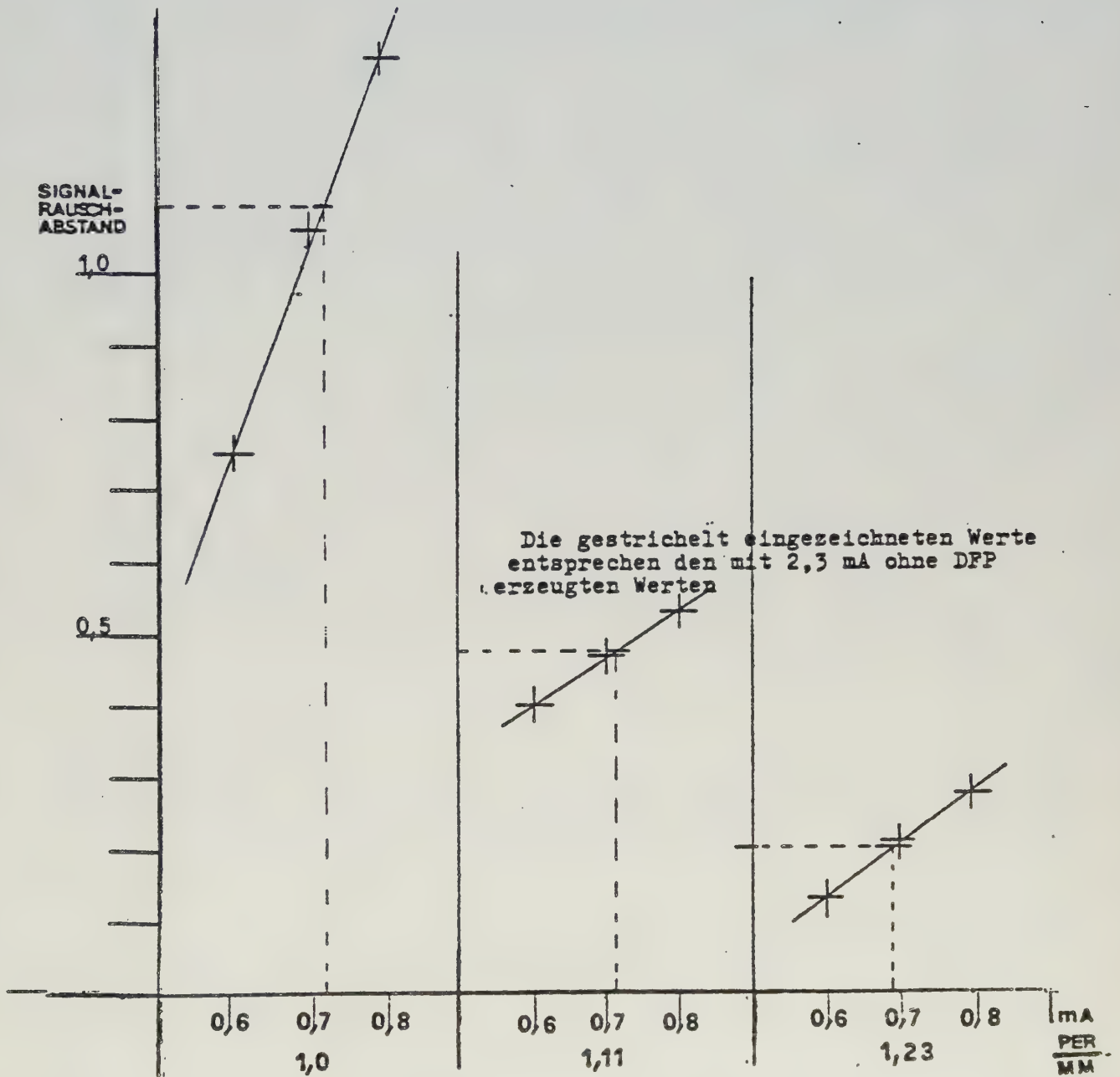
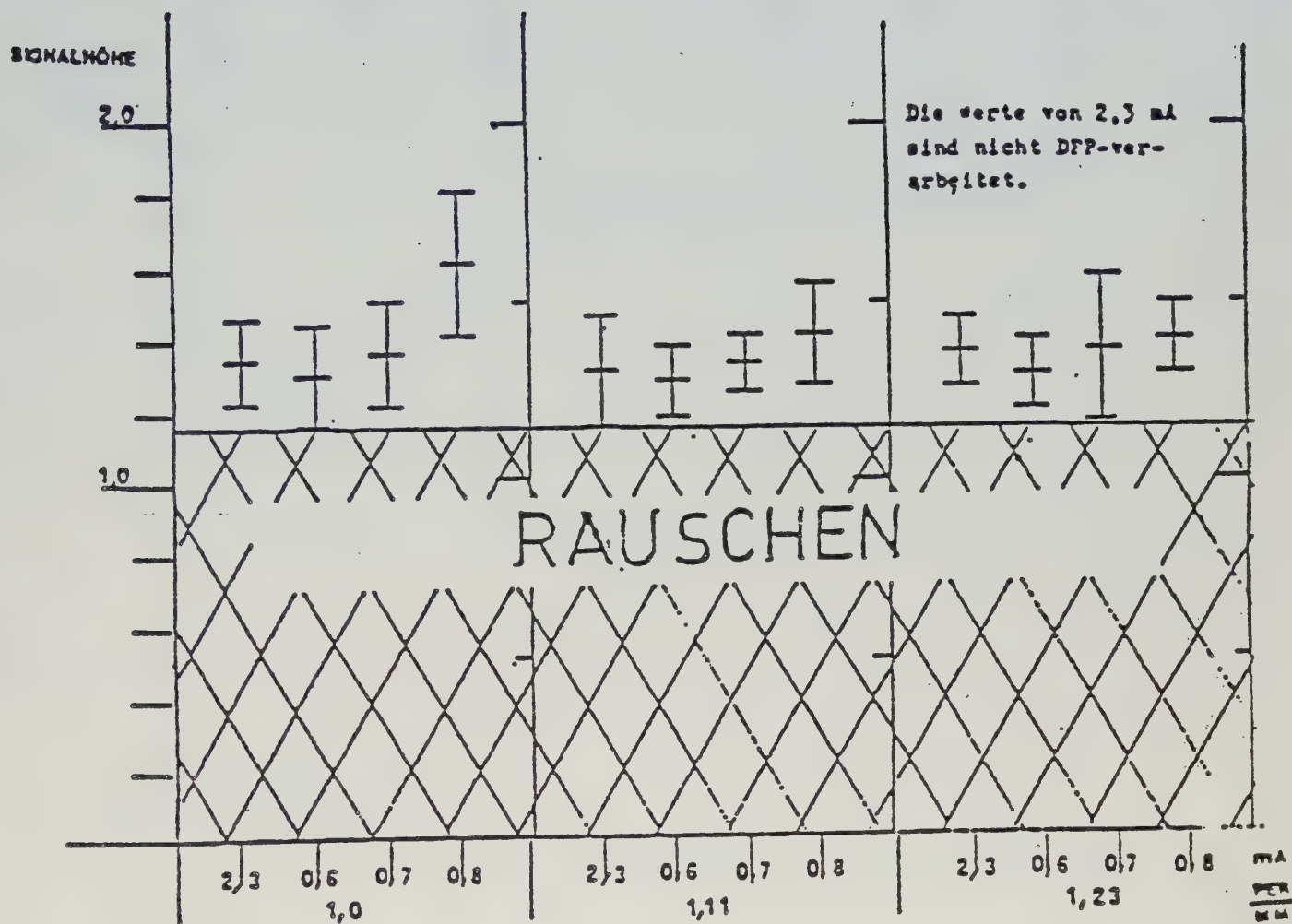


Abbildung Nr. 11:

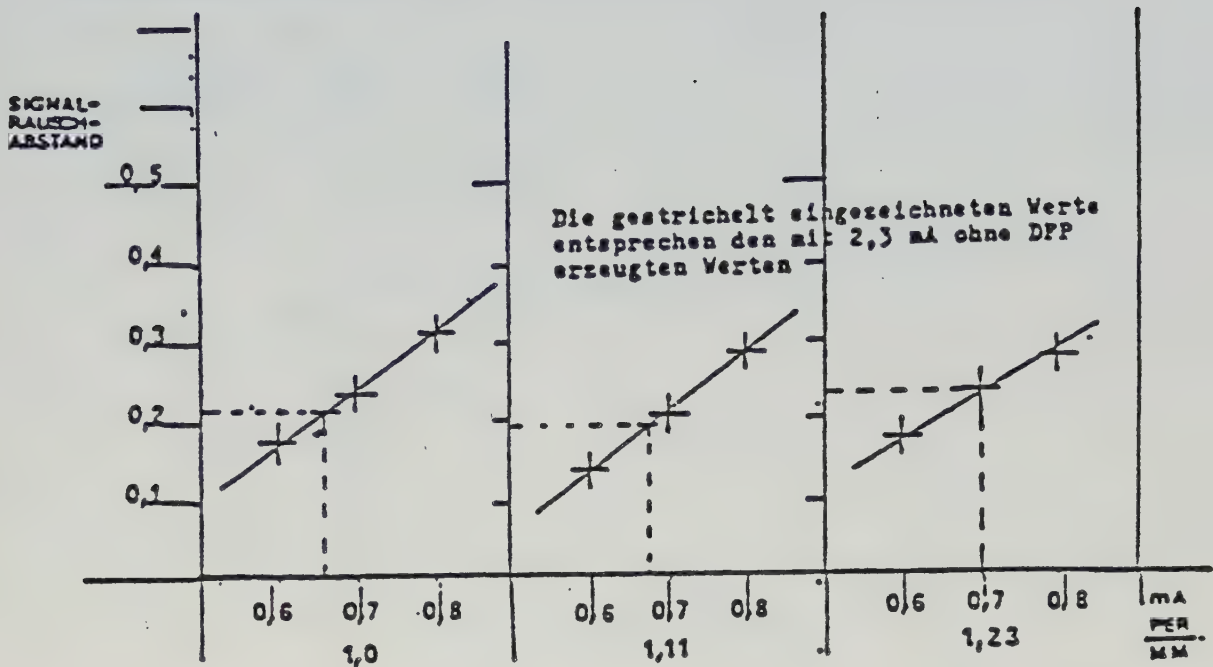


Legende Abb.11:

Zu sehen ist die Grafik der Signalhöhen der Roentgenbilder des größeren Phantoms. Die Werte von 2,3 mA sind ohne DFP, die anderen mit DFP-Verarbeitung entstanden.

Abszisse: Röhrenstrom (mA) und Periodenzahl (Per/MM)
 Ordinate: Signalthöhe
 Röhrenspannung: 55 kV

Abbildung Nr. 12:



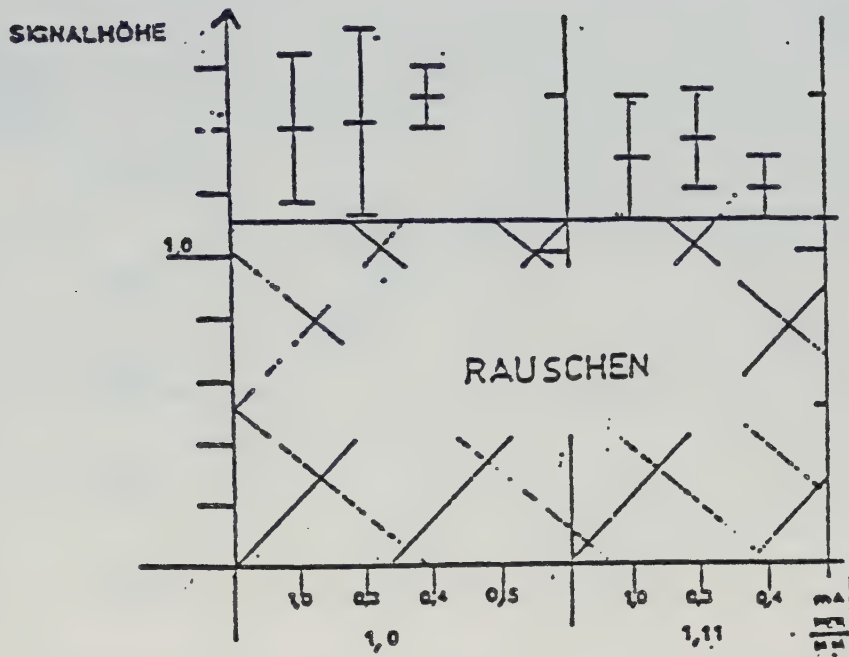
Legende App. 12:

Formal wird diese Abbildung behandelt wie die Abbildungen 9 und 10. Dargestellt sind ebenfalls Signalrauschabstände in Abhängigkeit von Röhrenstrom (mA) und Periodenzahl (PER/MM).

Abszisse: Röhrenstrom (mA) und Periodenzahl (PER/MM)
 Ordinate: Signalrauschabstand

Lediglich als Streukörper diente hier das größere Phantom. Die Röhrenspannung betrug 55 kV. Ansonsten wurde wieder der Signalrauschabstand des nicht DFP-verarbeiteten Bildes auf der durchgezogenen Linie aufgesucht und der entsprechende Röhrenstrom auf der Abszisse aufgesucht.

Abb. Nr. 13:

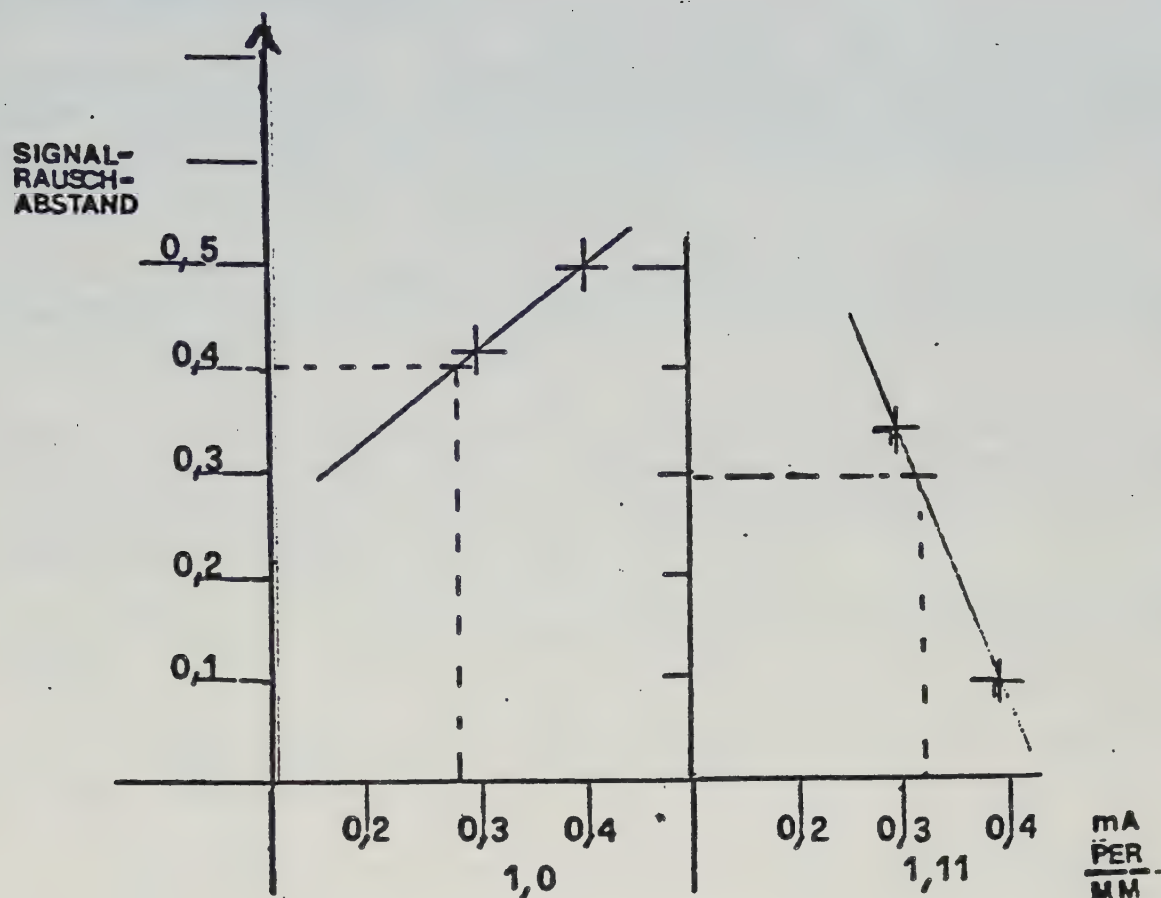


Legende Abb. 13:

Das größere Phantom wurde mit 75 kV Röhrenspannung durchleuchtet. Demzufolge mußte der Röhrenstrom reduziert werden. Da bereits Werte bei 0,5 mA Röhrenstrom überstrahlt, d.h. nicht mehr auswertbar waren, entstanden nur drei an Stelle von vier Messpunkten.

Abszisse: Röhrenstrom (mA) und Periodenzahl (PER/MM)
 Ordinate: Signalhöhe

Abbildung Nr. 14:



Legende Abb. 14:

Da nur je zwei DFP-verarbeitete Messwerte vorliegen, mußte die Linie dadurch erzeugt werden. Außerdem waren die Rasterbilder bereits bei der Periodenzahl 1,23 PER/MM so verrauscht, daß diese Bandenmuster nicht mehr auswertbar sind. Trotzdem ist der dem DFP-verarbeiteten entsprechende Signalrauschabstand des nicht DFP-verarbeiteten Bildes aufgesucht worden. Auch hier entsprechen die gefundenen Werte der Größenordnung der besser auswertbaren Bilder.

Abszisse: Röhrenstrom (mA) und Periodenzahl (PER/MM)
 Ordinate: Signalrauschabstand bei 75 kV Röhrenspannung

Kurzzusammenfassung:

Besonders in der Kinderradiologie ist es wichtig, alle Strahlenreduktionsmöglichkeiten bei Roentgenexpositionen auszuschöpfen, weil Strahlenschäden auch bei kleinen Dosen bekannt sind.

Als Einleitung steht ein historischer Rückblick der Roentgenologie und strahlenbiologische Effekte werden beschrieben.

Ziel dieser Dissertation ist es, festzustellen, um wieviel die Dosis bei Roentgendurchleuchtung durch Verwendung des digitalen Rauschunterdrückungssystems "DNR 9200" gesenkt werden kann.

Ausführlich wurden Messmethode und Messungen erläutert.

Die Ergebnisse sind sowohl tabellarisch als auch graphisch dargestellt.

- 1.) Die Dosis kann mit DFP-Verarbeitung um bis zu 70% reduziert werden. Dadurch sinkt die Strahlenbelastung für Patient und Untersucher.
- 2.) Die Auflösungsgrenze dieses Systems liegt bei 1,37 Linienpaaren pro Millimeter. Das ist noch nicht optimal, jedoch für viele Untersuchungen ausreichend.
- 3.) Nicht befriedigend gelöst ist das Problem der Dokumentation, weil die Multiformatkamera nur Halbbilder erstellt, d.h. 50% der Bildpunkte unterschlägt.

Danksagung

Herrn Priv. Doz. Dr. med. Reither vom Institut für pädiatrische Radiologie der Universität Giessen danke ich für die Zurverfügungstellung seiner beiden Kinderphantome.

Dem MPI (Max-Planck Institut) für Astronomie in Heidelberg bin ich zu Dank verpflichtet, da ich dort das Mikroskopdensiometer und die Rechenanlage benutzen durfte.

Weiterhin danke ich dem Physiker Herrn Böck und Herrn Dipl. Ing. Bösche (Firma IBM) für ihre Beratungen im physikalisch-technischen Bereich.

Mein aufrichtiger Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. J. Tröger, der mir das Thema der Arbeit zur Verfügung stellte, und mich in jeder Weise großzügig unterstützt hat.

Literaturverzeichnis

- 1.) Angerstein, W.
Lexikon der radiologischen Technik
Leipzig: VEB Thieme 1975
- 2.) Bacq, Z.M.A.
Grundlagen der Strahlenbiologie
Stuttgart: Thieme 1958
- 3.) Diekmann, U.
Anwendung eines digitalen realtime Filters in
der radiologischen Diagnostik
Mainz: Univ. FB Med., Diss. 1984
- 4.) Dihlmann, W.
Gelenke- und Wirbelverbindungen I
Stuttgart: Thieme 1982
- 5.) 3M - Deutschland
Information Nr. 14
Neuss: 3M - Deutschland GmbH 1974
- 6.) ICRP
Empfehlungen der internationalen
Strahlenschutzkommission,
ICRP-Veröffentlichungen Heft 26
Stuttgart: Gustav Fischer 1978
- 7.) Fenner, E.; Stahnke, J.
Der elektronische Roentgenbildverstärker und
seine Kennwerte
Roentgenblätter 19,10 1966
- 8.) Freye, K.; Lammers, W.
Radiologisches Wörterbuch
Berlin: Walter de Gruyter 1982
- 9.) Freyschmidt, J.; Saure, D.
Neue Verstärkerfolien in der Kinderradiologie
Sonderdruck Roentgenblätter 29 1976
- 10.) Frik, W.
Roentgenfernsehen und Strahlenbelastung
Radiol. 4 1964
- 11.) Fritz-Niggli, H.
Strahlenbiologie
Stuttgart: Thieme 1959

- 12.) Glockner, R.
Röntgen- und Kernphysik für Mediziner und
Biophysiker
Stuttgart: Thieme 1971
- 13.) Thompson - CSF
DNR 9200 Herstellerprospekt
Stamford, Connecticut: CSF-Broadcast Inc. 1980
- 14.) Höfling, O.
Strahlengefahr und Strahlenschutz
Bonn: Dümmler 1961
- 15.) Jacobi, W.
Strahlenschutzpraxis I
München: Thieme 1961
- 16.) Jaffe, C.
Observerperformance during fluoroscopic noise
reduction using a television digital noise
reduction devise
Yale University: School of Medicine 1981
- 17.) Jöttgen, G.
Auswahl geeigneter Aufzeichnungssysteme für die
Diagnostik mit Hilfe der Übertragungsfunktion
Stuttgart: Deutscher Roentgenkongress 48 1967
- 18.) Jäger, R.
Dosimetrie und Strahlenschutz.
Stuttgart: Thieme 1974
- 19.) Jaundrell-Thompson, A.
X-Ray Physics and equipment 2nd ed.
Oxford: Blackwell Scientific Publ. 1970
- 20.) Kruger, R.A.
Vascular Tracing
Salt Lake City: University of Utah med. center,
Dept. of Radiology 1981
- 21.) Leonhardt, H.
Histologie, Zytologie und Mikroanatomie des
Menschen
Stuttgart: Thieme 1974
- 22.) Lossen, H.
W.C. Roentgen
Baden-Baden: Drei Kreise 1948

- 23.) US-Dept. of Commerce
Methodes of evaluating radiological Equipment
and Materials, Report 10f Handbook 89
Washington D.C. Natl.Bureau of Standards 1963
- 24.) Manstein, B.
Strahlen
Frankfurt: Fischer 1977
- 25.) Mika, N.
Forschungsbericht T-77-76
Roentgenkonverter
Bonn: BuMi. f. Forschung u. Technologie 1975
- 26.) Nachtigall, D.
Grundlagen für Dosimetrie und Strahlenschutz
München: Thiemig 1971
- 27.) Norwood, H.
The gonadal radiation dose received by the
people of a small american city due to
diagnostical use of Roentgen Rays
Amer. J. Roentgenol. 82 1959
- 28.) Oberhofer, M.
Strahlenschutzpraxis
München: Thiemig 1961
- 29.) Pape, W.
Ergebnisse der Roentgenschwachbestrahlung
Sonderband Strahlentherapie 35 1956
- 30.) Poppe, H.
Technik der Roentgendiagnostik
Stuttgart: Thieme 1972
- 31.) Heidelberger Taschenbücher
Radiologie und Strahlenschutz
Berlin: Springer 1976
- 32.) Rose, A.
The Sensitifity Performance of the Human Eye on
an absolute Scale
J . Optical Soc. of Amer. Feb. 1948
- 33.) Rump, W.
Elektromedizin und Strahlenkunde
München: Urban und Schwarzenbeck 1954
- 34.) Sandritter, W.
Allgemeine Pathologie
Stuttgart: Schattauer 1982

- 35.) Stahnke, J.
Die Modulationsübertragungsfunktion einer
elektronenoptischen Röntgenbildverstärkerröhre
Ztschr. f. Opt. 23 1965
- 36.) Strüwing, D.
Grundsätzliches zur Roentgenaufnahme
Stuttgart: Kodak 1977
- 37.) Schulte-Brinkmann, W.
Strahlenexposition des radiologischen Personals
bei Kontrastmitteluntersuchungen des
Magen-Darm-Traktes unter
Bildverstärker-Fernseh-Durchleuchtung
Strahlentherapie 138 1969
- 38.) Schulte-Brinkmann, W.
Strahlenexposition des Patienten bei der
Magen-Darm-Passage
Strahlentherapie 140 1975
- 39.) Wiedemann's Annalen der Physik und Chemie,
Band 64
Leipzig: Wiedemann 1898
- 40.) Yoshinaga, Takheshita
Estimation of exposure pattern and bone marrow
and gonadal doses during fluoroscopy
Brit. J. Radiol. 40 1967

Mein Lebenslauf

Am 08.11.1954 wurde ich als Sohn des Diplom-Volkswirtes Erich Lang und seiner Ehefrau Brunhilde in Salmünster geboren. 1961 bis 1965 besuchte ich dort die Volksschule. 1965 wechselte ich die Schule und wurde in das "Ulrich-von-Hutten Gymnasium" zu Schlüchtern aufgenommen.

1973 machte ich das Abitur mit der Durchschnittsnote 2,3, welches zum Studium der Medizin nicht ausreichend war. Deshalb studierte ich ab 1973 an der "Johann-Wolfgang Goethe Universität" in Frankfurt/Main Physik, um vielleicht zur Medizin wechseln zu können. Diese Möglichkeit ergab sich jedoch nicht. 1976 begann ich die Ausbildung zum med. techn. Radiologie-Assistenten an der "Staatl. Lehranstalt für MTA" am Klinikum der "Johann-Wolfgang Goethe Universität" Frankfurt. 1978 bestand ich dieses Examen mit Note "sehr gut" und begann in der "Orthopädischen - Klinik Wiesbaden" als MTA zu arbeiten.

1979 erhielt ich einen Studienplatz für Medizin an der "Johannes Gutenberg- Universität" in Mainz. Im gleichen Jahr starb mein Vater. 1981 machte ich Physikum und heiratete. 1984 bestand ich das II. Staatsexamen und absolvierte mein praktisches Jahr am "Dr. Horst-Schmidt-Klinikum" der Stadt Wiesbaden. 1985 beendete ich mein Studium der Medizin und begann 1986 als Musterungsvertragsarzt der Bundeswehr ärztlich zu arbeiten.

Erich Lang

